

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

«На правах рукопису»
УДК 613:532.528

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри

(підпис)
“ ____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

**зі спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології
на тему: Керування системою магнітно-лазерної терапії на основі аналізу
параметрів фотоплетизмограм**

Виконав (-ла): студент (-ка) II курсу, групи ПБз-82мп
(шифр групи)

Гурова Тетяна Олегівна
(прізвище, ім'я, по батькові) _____ (підпис)

Науковий керівник к. т. н., доцент, Шевченко В.В.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) _____ (підпис)

Консультант стартап проект д. е. н., доцент, Бояринова Е.О.
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) _____ (підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) _____ (підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студентка _____
(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

Освітня програма (спеціалізація): Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

_____ (ініціали, прізвище)

«___» _____ 20__ р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту**

Гуровій Тетяні Олегівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Керування МЛТ на основі аналізу параметрів фотоплетизмограм

науковий керівник Шевченко Вадим Володимирович, к. т. н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «___» _____ 20__ р. № _____

2. Термін подання студентом дисертації 10 грудня 2019

3. Об'єкт дослідження: Відгук біологічного об'єкту на дію магнітолазерного опромінення

4. Предмет дослідження: Структурні та спектральні характеристики фотоплетизмограм, на основі яких визначається ступінь чутливості людини на магнітолазерне випромінювання.

5. Перелік завдань, мають бути розроблені: 1) Розробити спосіб управління магнітолазерним терапевтичним впливом у процесі проведення фізіотерапевтичних процедур МЛТ на основі визначення чутливості організму до МЛТ; 2) Сформувати простір інформативних ознак, що виділяються з сигналу фотоплетизмограм, призначених для контролю зміни адаптаційних властивостей організму людини під впливом МЛТ; 3) Синтезувати модуль нечіткого виведення, призначений для контролю динаміки адаптаційних властивостей організму в процесі МЛТ; 4) Розробити структуру системи підтримки прийняття рішень для управління МЛТ.

4. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу структури процедур для визначення магніточутливості, фрагмент пальцевої фотоплетизмографії, схематичне зображення пульсових хвиль у нормі та при патологіях, основні кодуючі точки об'ємного пульсу, фрагмент сегментованого фотоплетизмосигналу, амплітудні спектри Фур'є фотоплетизмограм та інше.
5. Орієнтовний перелік публікацій наукова стаття в фаховому виданні, 2 тези
6. Консультант розділу дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Розробка стартап-проекту</i>	Бояринова Е. О. доктор економічних наук, доцент		

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел	04.09.2019 – 10.09.2019	
2	Постановка задачі дослідження	11.09.2019 – 14.09.2019	
	Розгляд способів визначення чутливості організму людини до магнітолазерного опромінення	15.09.2019 - 14.10.2019	
	Аналіз способу управління магнітолазерним терапевтичним впливом у процесі проведення фізіотерапевтичних процедур МЛТ	15.10.2019 – 30.10.2019	
	Сформування простору інформативних ознак	02.11.2019 – 18.11.2019	
	Розробка методу визначення чутливості організму людини до магнітолазерного опромінення, та методу підтримки прийняття рішень при МЛТ	19.11.2019 – 26.11.2019	
	Обробка результатів	27.11.2019 – 02.12.2019	
	Підготовка ПЗ	3.12.2019 - 06.12.2019	

Студент

_____ (підпис)

Гурова Т. О.
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

_____ (підпис)

Шевченко В. В.
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Дисертація містить 122 сторінки, 28 рисунків, 28 таблиць, використано літературних джерел 44.

Мету роботи спрямовано на підвищення ефективності визначення рівня магнітолазерної чутливості, шляхом аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **завдання**:

- Розглянути та обрати способи визначення чутливості організму людини до магнітолазерного опромінення;
- розробити спосіб управління магнітолазерним терапевтичним впливом у процесі проведення фізіотерапевтичних процедур МЛТ, на основі реакцій організму;
- сформувати простір інформативних ознак, що виділяються з сигналу фотоплетизмограми, призначених для контролю зміни адаптаційних властивостей організму людини під впливом МЛТ;
- синтезувати модуль нечіткого виведення, призначений для контролю динаміки адаптаційних властивостей організму в процесі МЛТ;

Об'єктом дослідження є відгук біологічного об'єкту на дію магнітолазерного опромінення.

Предметом дослідження є структурні та спектральні характеристики фотоплетизмограми, на основі яких визначається ступінь чутливості людини на магнітолазерне випромінювання.

Методи досліджень. Для вирішення поставлених задач використовувались методи системного аналізу, спектрального аналізу та математична статистика.

Наукова новизна. Підвищення якості терапевтичного ефекту при проведенні МЛ процедури, за допомогою інтерактивного отримання даних від пацієнта та їх аналізу, який включає: обчислення S-параметру фотоплетизмограми, що полягає в сегментації фотоплетизмограми на кардіоінтервали, виділення кодових точок в кожному з виділених кардіоциклів і

обрахунок різниці площин фігур, що задаються кодовими точками фотоплетизмограми.

Практичне значення і результати впровадження. Розроблено систему визначення чутливості організму людини до магнітолазерного опромінення, та систему підтримки прийняття рішень при МЛТ, що дозволяє за показниками фотоплетизмосигнала оцінювати зміни адаптаційного статусу організму, викликані магнітолазерним випромінюванням, і приймати адекватні рішення з управління інтенсивністю магнітолазерного випромінювання, спрямованого на посилення терапевтичного ефекту.

Ключові слова: магнітолазерна терапія, фотоплетизмограма, аналіз Фур'є, адаптаційний резерв.

Abstract

The work contains 122 pages, 28 figure, 28 tables. It used 44 sources.

Purpose of the work aimed at improving the efficiency of determining the level mahnitolazernoyi sensitivity by analyzing the structural and spectral characteristics fotopletyzmohramy.

To achieve this goal should be to solve the following **tasks**:

- Develop a way of mahnitolazernym therapeutic effect in the process of physiotherapy MLT;
- form a space of informative features that stand out from the signal fotopletyzmohramy designed to monitor changes in adaptive characteristics of the human body under the influence of MLT;
- synthesize the fuzzy output module designed to control the dynamics of adaptive properties of the organism during MDT;
- Develop a framework of decision support system for management of MDT;

The object of study is to review the operation of a biological object mahnitolazernoho exposure.

The subject of research is structural and spectral characteristics fotopletyzmohramy on which the degree of sensitivity to human mahnitolazerne vyprominyuvaennya.

Research Methods. To solve the problems used metodyt system analysis, spectral analysis and mathematical statistics.

Scientific novelty. Improving the quality of therapeutic effect when performing ML procedures by interactively receiving data from the patient and their analysis, which includes: the calculation of the S-parameter of the photoplethysmogram, which consists in segmenting the photoplethysmogram into cardio intervals, the allocation of code points in each of the selected cardiocycles, and the calculation of the difference of the planes of the figures given by the code points of the photoplethysmogram.

The practical significance of results and implementation. The system of decision support at MDT, allowing the testimony fotopletyzmosyhnala evaluate adaptive changes in organisms caused mahnitolazernym radiation, and take appropriate

decisions on management intensity mahnitolazerno radiation, aimed at enhancing the therapeutic effect.

Keywords: mahnitolazerna therapy fotopletyzmohrama, Fourier analysis, adaptive reserve.

ВСТУП

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І ЗАСОБИ МОНІТОРИНГУ АДАПТАЦІЙНИХ РЕЗЕРВІВ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ В ПРОЦЕСІ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНИХ ПРОЦЕДУР

- 1.1 Біологічні ефекти магнітолазерного випромінювання
- 1.2 Методики для визначення магніточутливості пацієнта
- 1.3 Способи оптимізації ЛТ і прогнозування ефективності лазерної терапії
- 1.4 Методи і засоби діагностики адаптаційного резерву людини
 - 1.4.1 Методики, засновані на дослідженні надповільних фізіологічних процесів
 - 1.4.2 Методики, засновані на варіаційній пульсометрії
 - 1.4.3 Методики, засновані на використанні комплексних підходів
- 1.5 Використання показників фотоплетизмографії для контролю адаптаційного статусу людини
 - 1.5.1 Якісний аналіз фотоплетизмограми
 - 1.5.2 Хвильовий аналіз фотоплетизмограми

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

РОЗДІЛ 2. АНАЛІЗ ОЗНАКОВОГО ПРОСТОРУ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ ПРОЦЕДУРОЮ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ НА ОСНОВІ ДАНИХ, ЩО ОТРИМУЮТЬСЯ З ПАЛЬЦЕВОЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

- 2.1 Способи виділення інформативних параметрів фотоплетизмосигналу
 - 2.1.1 Кодові точки фотоплетизмограми
 - 2.1.2 Інформативні параметри фотоплетизмограми
- 2.2 Виділення інформативних параметрів в амплітудно- часовому просторі
- 2.3 Перешкоди при вимірі фотоплетизмосигналу
- 2.4 Синтез простору інформативних ознак
- 2.5 Розробка алгоритму обчислення першої інформативної ознаки

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

РОЗДІЛ 3. МЕТОДИКА РОБОТИ КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ЧУТЛИВОСТІ

- 4.1 Алгоритм роботи із програмними модулями для ФПГ Utas Oxi 200
- 3.3 Опис проведення експерименту та отримані данні
- 3.3 Розрахунок магнітолазерної чутливості

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «КЕРУВАННЯ МАГНІТНО-ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ»

- 4.1 Опис ідеї проекту
- 4.2 Технологічний аудит ідеї проекту
- 4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап проекту
- 4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту
- 4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

ДОДАТОК А

ДОДАТОК Б

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

МЛТ	магнітолазерна терапія
Нм	нанометр
Мкм	мікрометр
кГц	кілогерц
Гц	герц
ЗАМН СРСР	Академія медичних наук СРСР
°С	цельсій
мкА	мікроампер
мТл	мілітесла
АПК	апаратно-програмний комплекс
мм	міліметр
СОД	супероксидимутаза
ЧП	частота пульсу
ЧД	частота дихання
ЕКГ	електрокардіографія
АТФ	аденозинтрифосфорна кислота
ЕЕГ	електроенцефалограма
ЕМГ	електроміограма
ШГР	шкіряно-гальванічна реакція
ЧСС	частота серцевих скорочень
ШГР	шкіряно-гальванічний рефлекс
ІН	Індекс напруження
ФР	функціональний резерв
РФ	рівень функціонування
СН	ступінь напруги
ІФЗ	індекс функціональних змін
САТ	артеріальний тиск систоли
ДАТ	артеріальний тиск діастоли
мм. рт. ст.	міліметри ртутного стовпчику

ВСТУП

Актуальність роботи. Багаторічний досвід використання магнітолазерної терапії (МЛТ) в медичній практиці свідчить про те, що такий вплив має істотні переваги перед загальноприйнятим медикаментозним лікуванням, такими як відсутність алергічних і токсичних реакцій, розширення можливостей амбулаторної реабілітації та профілактики; простота, безпека і висока мобільність технологій; екологічна чистота і стерильність лазерного світла; зниження захворюваності з мінімальними витратами на профілактичні заходи. Для ефективної МЛТ необхідно володіти інформацією про величину порогового рівня магнітолазерного випромінювання, що впливає на організм пацієнта. Ці рівні різні в різних людей. Тому проблема підбору індивідуальних доз магнітолазерного впливу до теперішнього часу залишається актуальною. Необхідність оперативного вирішення даних завдань особливо очевидна з урахуванням наявного дисонансу між наявністю в нозологічних стандартизованих методиках МЛТ широкого діапазону дозових навантажень, пропонованих фахівцям для досягнення у профільних хворих доброго терапевтичного ефекту, і відсутністю задовільних кінцевих результатів такої терапії внаслідок непередбачуваності індивідуальних реакцій пацієнтів на однакові значення режимів курсового лазерного впливу, а також досить частого розвитку негативних наслідків у найближчі терміни лікування.

Для попередження негативних реакцій МЛТ доцільно використовувати комплексну методику, ключову позицію в якій займає система моніторингового контролю адаптаційних властивостей організму під час виконання сеансу, що дозволяє оцінити вплив зовнішніх чинників на адаптаційні резерви організму, які можна контролювати за реакцією кровопостачання органів на МЛТ.

Одним з найважливіших показників нормального фізіологічного стану органу або тканини є ступінь їх кровонаповнення, точніше, кровонаповнення забезпечуючих їх мікросудин, що за показниками мікроциркуляції визначають адаптаційні властивості організму і відстежують якість лікувального впливу.

В якості дослідження капілярних кровотоків найбільш цілісно підходить методика фотоплетизмографії. На відміну від кардіоінтервалографії,

плетизмографія може надати інформацію не по одному (частота серцевих скорочень), а за кількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові. Використання в даний час нейромережевих технологій з інтегрованими нечіткими модулями прийняття рішень, велика поширеність і відносно невисока вартість персональних комп'ютерів відкриває нові перспективи у використанні цієї методики.

Таким чином, розробка методів і засобів управління магнітолазерною терапією на основі оцінки динаміки адаптаційних властивостей організму за показниками фотоплетизмограми є актуальним завданням.

Мету роботи спрямовано на підвищення ефективності визначення рівня магнітолазерної чутливості, шляхом аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми.

Апробація результатів роботи. Наукові і практичні результати дисертаційної роботи докладалися і обговорювалися у 2019 році на:

1. XII Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р., Україна, м.Київ;

2. XV Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 р., Україна, м.Київ;

Публікації. По темі магістерської дисертаційної роботи опубліковано:

1. Гурова Т. О., Шевченко В. В. Система діагностики стану здоров'я людини // Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019.-487 с., С. 302-304
2. Тимчик Г. С., Шевченко В. В., Гурова Т. О. Керування магнітолазерною терапією на основі аналізу фотоплетизмограми // Вчені записки Таврійського національного університету ім. В. І.

Вернадського, серія : технічні науки, том 30 (69) № 5 (1), 2019. – С. 17 - 22.

3. Гурова Т. О., Шевченко В. В. Керування магнітно-лазерною терапією на основі аналізу фотоплетизмограми // Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019.- С. 330-334.

Копії публікацій представлені у Додатку Б.

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І ЗАСОБИ МОНІТОРИНГУ АДАПТАЦІЙНИХ РЕЗЕРВІВ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ В ПРОЦЕСІ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНИХ ПРОЦЕДУР

1.1 Біологічні ефекти магнітолазерного випромінювання

Під час поєднання декількох видів терапевтичного впливу, зазвичай відбувається посилення одно виду, за рахунок іншого. В даному випадку розглядалось поєднання магнітної та лазерної терапії. На основі літературного аналізу було визначено що ці два види терапії мають майже однаковий терапевтичний ефект, магнітна складова збільшує глибину проникнення лазерного опромінення в тіло людини, тому в роботі увага акцентувалась на лазерне опромінення.

Лазер або оптичний квантовий генератор - це технічний пристрій, що випускає світло у вузькому спектральному діапазоні у вигляді направленого сфокусованого, висококогерентного монохроматичного, поляризованого пучка електромагнітних хвиль [1].

У останні десятиліття у вітчизняній і зарубіжній медицині знаходять усе більш широке вживання терапевтичні лазери червоного і інфрачервоного діапазону хвиль. Щороку розширюється список захворювань, в лікуванні яких використання магнітолазерної терапії (МЛТ) дає позитивний ефект, який раніше не досягався традиційною терапією [2]. Проте багато лікарів відзначають появу ряду «негативних» реакцій на проведення стандартизованих методик магнітолазерної терапії, які розглядаються ними як ускладнення магнітолазерної терапії [3, 4], що незрідка служить приводом для твердження про індивідуальне протипоказання МЛТ. Це є однією з причин невиправданого домінування медикаментозної терапії відносно фізіотерапії, зокрема магнітолазерній терапії, є неоднозначність і непередбачуваність для всіх пацієнтів лікувального ефекту. На практиці нерідкі випадки побічних реакцій і передозування при тих параметрах магнітолазерної терапії, які надавали виключно позитивний ефект для більшості пацієнтів з аналогічним захворюванням. Більш того, для одного і того ж пацієнта позитивний лікувальний ефект при одному його вихідному стані в один час доби, в один день, в один сезон року може змінитися при тих же

параметрах дії в інший час і при іншому вихідному стані негативними реакціями. Такі факти добре відомі дослідним фізіотерапевтам і свідчать про недостатність існуючих уявлень про механізми магнітолазерної терапії.

Інженери, виробники терапевтичних лазерів, чекають від лікарів обґрунтування оптимальних для всіх пацієнтів параметрів магнітолазерного випромінювання для конкретних захворювань. Дози, що рекомендуються ж, і щільність потужності у виданому керівництві відрізняються на порядок і більш навіть для одного і того ж захворювання. Виробники апаратів магнітолазерної терапії вимушені пропонувати широкий вибір параметрів, що необґрунтовано ускладнюють і підвищують вартість магнітолазерних апаратів, випускаючи у тому числі і свідомо не ефективні випромінювачі і насадки.

Лікарям же ясно, що одних клінічних показників для обґрунтування індивідуального дозування магнітолазерної терапії недостатньо. Лікарі, емпірично перебравши різні комбінації і умови, переконуються в неможливості навіть за допомогою факторного дисперсійного аналізу знайти необхідні частоти і оптимальні для всіх пацієнтів параметри магнітолазерної терапії. Гарантувати ефективність магнітолазерної терапії можливо, лише розробивши об'єктивні критерії оптимальності параметрів із залученням методів біофізики, біохімії, фізіології, мікробіології, імунології, біокібернетики, цитології, хронобіології. Лише зрозумівши механізм дії магнітолазерного випромінювання, можна визначити оптимальні параметри терапевтичних лазерів, спеціалізованих (і означає дешевших) для усунення конкретної патології і забезпечення системного характеру лікування. Лише так можна поєднати інтереси фірм-виробників терапевтичних магнітолазерних приладів з інтересами лікарів і хворих, ефективність продажів і ефективність лікування, забезпечити конкурентоспроможність вітчизняних терапевтичних магнітолазерних на світовому ринку.

Безумовно, «негативні» реакції мають небажані наслідки, оскільки, з одного боку підривають віру пацієнтів в ефективність магнітолазерного лікування і з іншого боку, вносять невпевненість до дій лікаря. При цьому вважається, що поява як «первинних», так і «вторинних негативних» реакцій організму при

проведенні магнітолазерного лікування пов'язана з передозуванням магнітолазерної дії і сигналізує про запуск компенсаторних адаптивних реакцій у відповідь на пошкоджувальну дію фізичного чинника на рівні клітинних структур. Наприклад, встановлено, що при передозуванні магнітолазерного випромінювання виникає стійкий розлад мікроциркуляції в зоні опромінення, що зберігається впродовж місяця після припинення магнітолазерної дії [5].

Фахівцям також добре відомо, що клінічно ці «негативні» реакції виявляються як симптоми на місцевому і на загальному рівні. На місцевому рівні «негативні» реакції виявляються загостренням патологічного процесу з боку органу або системи органів, підданих дії магнітолазерної терапії. Загальні реакції виявляються на рівні зміни стану вегетативного відділу нервової системи і психічного статусу у вигляді нестабільності артеріального тиску, підвищеної або неадекватної збудливості, безпричинного занепокоєння, безсоння і інших порушень сну, загострення хронічних захворювань тих органів і систем, які не піддавалися магнітолазерній дії. За часом виникнення «негативні» реакції підрозділяються на «первинні» і «вторинні». «Первинні негативні» реакції виникають в найближчих 2 сеанси після початку магнітолазерного лікування. В.Е. Ілларіоновим (1992) [6] «первинна негативна» реакція розглядається як індивідуальна непереносимість чинника дії і висувається як протипоказання для проведення магнітолазерного лікування [7]. «Вторинні негативні» реакції виникають, як правило, в період з 3 по 5 сеансів і незрідка розцінюються сприятливо як «реакція загострення».

Організові і клітинні механізми подібних адаптаційних вегетативних реакцій на різні по силі стресові ситуації були постадійно охарактеризовані [8, 9], але їх оцінка вимагає проведення досить складних біохімічних і інструментальних досліджень.

В даний час доведено, що магнітолазерне випромінювання володіє вираженою терапевтичною дією.

Залежно від характеру взаємодії магнітолазерного світла з біологічними тканинами розрізняють три види фотобіологічних ефектів:

1) Фотодеструктивна дія, при якій тепловий, гідродинамічний, фотохімічний ефекти світла викликають деструкцію тканин. Цей вид магнітолазерної взаємодії використовує в лазерній хірургії.

2) Фотофізична і фотохімічна дія, при якій поглинене біотканинами світло збуджує в них атоми і молекули, викликає фотохімічні і фотофізичні реакції. На цьому виді взаємодії ґрунтується вживання магнітолазерного випромінювання як терапевтичного.

3) Незбурююча дія, коли біосубстанція не міняє своїх властивостей, в процесі взаємодії зі світлом. Це такі ефекти, як розсіювання, віддзеркалення і проникнення. Цей вигляд використовують для діагностики .

Фотобіологічні ефекти залежать від параметрів магнітолазерного випромінювання: довжини хвилі, інтенсивності потоку світлової енергії, часу дії на біотканину [10, 11].

Однією з важливих характеристик магнітолазерного випромінювання є його спектральна характеристика або довжина хвилі. Фотобіологічною активністю володіє світло в ультрафіолетовій, видимій і інфрачервоній областях спектру. Фотобіологічні процеси досить всілякі і специфічні. Їх налічується в даний час декілька десятків.

У основі їх лежать фотофізичні і фотохімічні реакції, що виникають в організмі при дії випромінювання. Фотофізичні реакції обумовлені переважно нагріванням об'єкту до різної міри (в межах від 0,3...3) і поширенням тепла в біотканинах. Різниця температури більш виражена на біологічних мембранах, що веде до відтоку іонів Na^+ і K^+ , розкриття білкових каналів і збільшення транспорту молекул і іонів. Фотохімічні реакції обумовлені збудженням електронів в атомах, що поглинає світло речовини. На молекулярному рівні це виражається у вигляді фотоіонізації речовини, її відновленні або фотоокислення, фотодиссоціації молекул, в їх перебудові - фотоізомеризації.

Вже перші дослідження показали, що лазерна радіація вибірково поглинається пігментними речовинами, що містяться в клітках. Пігмент меланін поглинає світло найактивніше у фіолетової області, порфірин і його похідні -

червоний, так оксигемоглобін поглинає в діапазоні 542 і 546 Нм, відновлений гемоглобін в діапазоні 556 Нм, а фермент каталаза - 628 Нм.

Первинні хімічні реакції супроводжуються появою вільних радикалів, в невеликій кількості, які у свою чергу запускають процеси окислення біосубстратів, що мають ланцюговий характер. Цей момент дозволяє зрозуміти перемикальний (тригерний) механізм багатократного посилення первинного ефекту магнітолазерного випромінювання [12].

Таким чином, в основі механізму дії на тканині, магнітолазерного випромінювання у видимій і інфрачервоній областях лежать процеси, що відбуваються на клітинному і молекулярному рівнях.

Лікувальний ефект магнітолазерної дії на рівні організму, органу і тканини визначається спрямованістю загальноклітинних реакцій, основним регулювальником яких є зміна концентрація кальцію в цитозолі. Універсальним акцептором і інтегруючим чинником зовнішньої дії є фазові золь-гель переходи в опромінюваних клітках і біологічних рідинах.

Інтегральна реакція клітини будь-якого типу на зовнішні дії, включаючи і магнітолазерне, визначається системою вторинних внутрішньоклітинних посередників, які створюють загальноклітинний коливальний контур: циклічні нуклеотиди — кальцій цитозолі — кальцій зв'язуючі білки [9]. У різних типах клітин існують різні по ємкості і кінетиці кальцієві депо, в яких відбувається енергозалежна акумуляція кальцію і його вивільнення в цитозоль при зовнішніх діях разом з можливим входженням кальцію із зовнішнього для клітки середовища (рис. 1.1).

Перехідний процес у клітині у відповідь на зовнішню дію може супроводжуватися різним співвідношенням фаз підвищення і зниження концентрації кальцію в цитозолі (Ca_j). Збільшення Ca_j підвищує провідність клітинної мембрани для калію, що призводить до гіперполяризації клітки, гальмування її функцій і обміну [13]. Зниження Ca_j нижче порядку 1 мкм забезпечує активацію функцій, пластичного і енергетичного обміну, необхідних для лікувального ефекту. Звідси витікає, що всі чинники, сприяючі істотному зниженню Ca_j у клітині, повинні враховуватися при з'ясуванні механізмів

магнітолазерної біостимуляції. На рівні клітини у відповідь на магнітолазерне опромінення виявлені зміни найрізноманітніших показників функції, енергетичного і пластичного обміну [14]. Засновані на них гіпотези про механізм магнітолазерної дії виходять з фактів наявності в клітині первинних акцепторів магнітолазерного випромінювання для певних довжин хвиль.

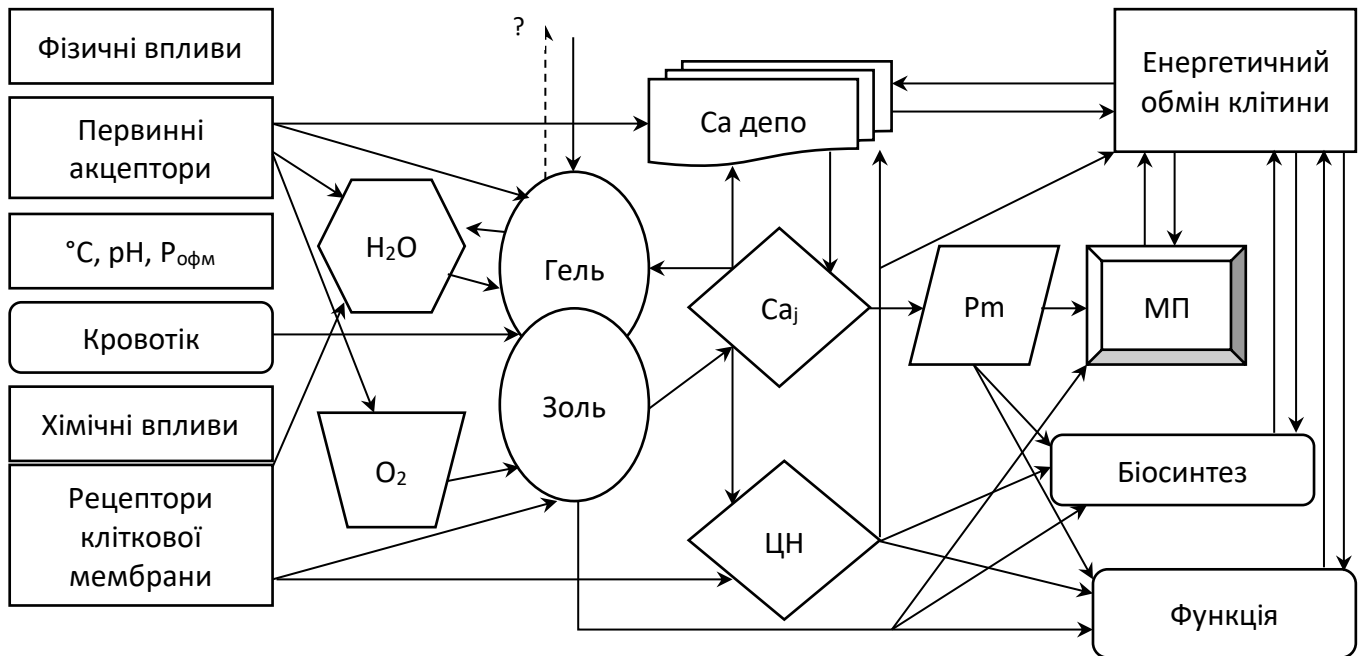


Рисунок 1.1- Схема енергозалежної акумуляції кальцію і його вивільнення в цитозоль [20]

Згідно приведеній схемі (рис. 1.1), посилена на 4 порядки відповідь в порівнянні з щільністю потужності зовнішньої дії можлива при циклотронному резонансі для кальцію [15, 16]. Зовнішні дії можуть впливати на транспорт кальцію через плазматичну мембрану, його вивільнення з внутрішньоклітинних депо і концентрацію в цитозолі. У певній смузі інтенсивностей шуму збільшення концентрації кальцію в цитозолі у вузькій області частот відбувається по механізму стохастичного резонансу [13]. Проте, як відзначають автори, при цьому необхідно, аби форма модулюючого сигналу корелювала з формою власних коливань в клітці.

Аналогічний механізм сприйняття надслабких зовнішніх дій в діапазоні мм хвиль обґрунтований О. П. Резунковою [17]. Підвищення лікувальної ефективності при значному зниженні щільності потужності було отримане при

магнітолазерній дії з довжиною хвилі 1,26 мкм і частотою, що несли, 22,5 кГц, відповідною максимуму утворення синглетного кисню [13].

Таким чином, незалежно від природи первинних акцепторів магнітолазерного випромінювання різних довжин хвиль головним інтегруючим чинником, що визначає спрямованість загальноклітинної реакції у бік біостимуляції або переважання деструктивних процесів, є фазові золь-гель переходи колоїдних структур клітини [13]. Згідно гіпотезі ряду авторів [18], ефект магнітолазерної біостимуляції виявляється за умови узгодження просторового розподілу інтенсивності поля магнітолазерного опромінення (спекл-структури) із структурою біологічного об'єкту, що характеризується конформаційними станами макромолекул. Проте конформаційні зміни макромолекул не можуть безпосередньо визначати загальноклітинну інтегральну реакцію біосинтезу, але в той же час вони впливають на параметри ритмів золь-гель переходів через кластерну структуру води і стійкість колоїдних міцел. Просторова реорганізація магнітолазерного випромінювання першим шаром живих клітин забезпечується не конформаційним станом «хороших» макромолекул, а фрактальною організацією золь-гель структур, ритми яких також фрактально погоджені з ритмами мікроциркуляції крові і енергозабезпечення.

Таким чином, для гарантії біостимуляції і позитивного лікувального ефекту необхідний автоматичний облік вихідного стану клітин, ієрархії ритмів золь-гель переходів і фаз ритмів енергозабезпечення у відповідь реакцій, що можливо при методично правильному використанні режимів біоуправління. Звичайна магнітолазерна терапія, розхитуючи параметри гомеостазису, може викликати біостимуляцію і лікувальний ефект за типом регуляції по відхиленню лише при достатніх резервах саморегуляції і лише в досить вузькому діапазоні параметрів, оскільки терапевтичний діапазон залежить від фаз біоритмів пацієнта. При важкій патології і пониженій гомеостатичній потужності (діти, літні люди) знак реакції на магнітолазерну дію залежить від вихідного стану клітин, органу і організму, тому для біостимуляції необхідна регуляція по збуренню в режимі біоуправління з усуненням десинхронозів і узгодженням ритмів не лише в місці

патології, але і з усуненням компенсаторних порушень гомеостазису в інших органах і системах організму.

Головна специфіка біологічних об'єктів - це постійна мінливість їх властивостей і, отже, відповідних реакцій. Прогнозувати ці зміни так само, як зміни фізичних об'єктів на основі теорії коливань, неможливо, оскільки всі біоритми мають змінні періоди і не зводяться до суперпозиції гармонійних коливань. Подальший прогрес магнітолазерної техніки в біології і медицині з цієї причини пов'язаний з системами автоматичного регулювання параметрів магнітолазерного випромінювання і з використанням в біооб'єктах зворотних зв'язків.

Запропоновано багато способів індивідуального дозування і оцінки ефективності магнітолазерної терапії, наприклад, по реакціях плазми і формених елементів крові, по показнику заломлення проб сироватки крові, по зміні активності ферментів енергетичного обміну в периферичній крові, по збільшенню в крові вмісту Т-хелперів, по величині хемілюмінесценції плазми крові і ін. Проте жоден з цих методів не дозволяє однозначно визначити оптимальні параметри магнітолазерної дії для всіх пацієнтів навіть для одного вигляду захворювання. Причиною цього є велика індивідуальна варіабельність чутливості і її коливання з різними непостійними періодами. У цих умовах оптимальні параметри магнітолазерної терапії можна визначити, лише використовуючи зворотні зв'язки в інтерактивному режимі хронодіагностики і автоматичній індивідуальній синхронізації магнітолазерної дії із змінами такої чутливості за показниками, оперативно реєстрованих на рівнях клітки, тканини, органу і організму [21].

У більшості магнітолазерних приладах, що випускаються, використовуються фіксовані частоти з рівним періодом дотримання імпульсів. Проте всі біоритми на всіх рівнях від субклітинного до організмowego є нелінійними негармонійними коливаннями з варіюючими періодами. Фундаментальні основи цитології і фізіології вказують на залежність у відповідь реакцій від вихідного стану біосистем, фазному характері їх реакцій із зниженням і підвищенням чутливості, залежності знаку реакції від фаз біоритмів, від енергозабезпечення у

відповідь реакцій. Дії з фіксованою частотою доводяться випадково на різні фази біоритмів, тому фіксовані частоти магнітолазерної дії не є біологічно і фізіологічно адекватними, а потрібний однозначний ефект не гарантується. Конструктивне використання фіксованих частот обумовлено зручністю рішень схемотехнік. Вживання різних видів модуляції і інших довільних тимчасових параметрів магнітолазерної дії в більшості апаратів, що випускаються, також не відповідає особливостям тимчасової організації біологічних процесів на рівні клітини, тканини, органу і організму.

1.2 Методики для визначення магніточутливості пацієнта

По затвердженій Мінохоронздоров'я методиці [19], розробленій в Інституті клінічної і експериментальної медицини АМН СРСР, обстеження пацієнта проводиться після 10-хвилинного перебування в положенні сидячи при температурі 18-20 °С, ногу обстежуваного, звільнену від взуття і шкарпеток, поміщають на поверхню з матеріалу, і з того, що відрізняється по теплоємності і тепловіддачі від матеріалу магнітних індукторів. Руки розташовуються на столі перед лікарем. На область згинальної поверхні лівого передпліччя в середній третині лейкопластирем фіксується датчик шкірної температури електротермометра. На правому плечі фіксується манжета тонометра на весь період обстеження. Потім закріплюється електрод приладу для голкоакупунктури «ПЕП-1» на правій кисті при вимірах показників в точках рефлексотерапії зліва і на лівій кисті - при вимірах справа. При цьому визначається електрофізіологічний стан точки меридіана серця V(С)-9 (шао-чуп), точки меридіана перикарду IX(МС)-7 (да-лін) і точки ВМ-3 (інь-тап) за допомогою вимірювання абсолютної різниці значень негативного і позитивного струмів (I^* і I) із зміною фаз через 5 секунд. Перед проведенням дослідження при замкнутих електродах встановлюють струм ± 50 мкА. Досліджувані точки шкіри нічим не обробляються, електроди нічим не змочуються.

Спочатку визначаються початкові значення артеріального тиску, потім показники електропровідності в точках рефлексотерапії на лівій руці, потім на

правій, після цього в точці ВМ-3 (інъ-тан - центр надперенісся, до поглиблення, що промацується в середині лінії між бровами). Останніми реєструються величини шкірної температури. Після двох початкових вимірів кожного показника в описаній послідовності до підошовної поверхні стопи підводяться індуктори з граничною величиною індукції від 28 до 33 мТл, що генерується постійним магнітним полем еластичних магнітів. На вушній раковині встановлюються магнітні навушники, які є протишумними навушниками з вкладишем з еластичних магнітол [19].

Проводитися три серії послідовних вимірів показників протягом 10-хвилинного магнітного навантаження, через кожних 3 хвилини починається нова серія. Після 10 хвилин магнітної дії магнітні індуктори з нижніх кінцівок і вушних раковин знімаються і з 2-ої хвилини після закінчення магнітного навантаження в тій же послідовності всі параметри вимірюються ще раз (період відновлення). Оцінка результатів і визначення рівня магніточутливості проводиться по таблицях 1.1 і 1.2. У таблиці 1.1 представлені ознаки, що припускають різну вираженість магнітотропних реакцій в залежності від конкретних геліогеофізичних чинників і анамнезу життя обстежуваного.

У таблиці 1.2 проводиться оцінка динаміки реєстрованих фізіологічних параметрів. Всі ознаки оцінюються по 3-х бальній системі. Ознаки, відмічені в графі 1 таблиці 1.3 (низький рівень магніточутливості), отримують оцінку 1 бал. Ознаки графі 2 (середній рівень магніточутливості) 2 бали, а графі 3 (високий рівень магніточутливості) - 3 бали.

Чим раніше по відношенню до початку магнітного навантаження представляється динаміка, тим більше швидкий варіант магнітотропних реакцій має місце у обстежуваного пацієнта. Якщо у відповідь реакція виявляється до 9-ої хвилини навантаження або після її припинення, можна судити про сповільнений варіант магнітотропної реакції.

Якісний аналіз містить також оцінку гіпотензивного або гіпертензивного варіантів магнітотропних реакції по переважній динаміці артеріального тиску систоли або діастоли.

Кількісна оцінка визначається по ступеню зміни кожного показника в певних заданих межах і обчислюється по 3-х бальній системі. Максимальна кількість набраних балів за наслідками дозованого магнітного навантаження - 21, мінімальне - 0. Низькому рівню магніточутливості відповідає 0-6 балів, середньому - 7-10 балів, високому -11-21.

Повні дані про рівень магнітоточливості організму, отримані по методу оцінки магнітотропних реакцій здорових і хворих людей, є сумарною величиною в балах, виведеною по таблицях 1.1 і 1.2.

Таблиця 1.1.Оцінка рівня магнітотропних реакцій людини залежно від геліофізичних і інших ознак [18]

Ознака	Рівень магнітоточливості					
	I		II		III	
	Низький	Бали	Середній	Бали	Високий	Бали
1	2	3	4	5	6	7
Сонячна активність в пренатальний період	Мінімальна	1	Перехідна фаза	2	Максимальна	3
Пора року	Осінь, рання зима	1	Літо, пізня зима	2	Весна	3
Наявність магнітних бурь по відношенню до періоду обстеження	Спокійна геомагнітна обстановка	1	Обстеження за 1-2 дні до магнітної бурі	2	Обстеження в день магнітної бурі або в день після закінчення	3
1	2	3	4	5	6	7
Тривалість виробничого контакту з ЕМП	Відсутність контакту в анамнезі	1	Контакт тривалістю від 1 до 5 місяців	2	Контакт від 7 місяців до декількох років	3
Зміна географічних зон	Відсутність виїздів або 1 раз в рік (відпустка)	1	Переїзди 2 рази в рік на 1.5-2 місяці	2	Тривалі часті виїзди в контрастні клімат. геогр. зони	3
Рухова активність	Регулярні заняття спортом останні 3-5 років	1	Нерегулярні заняття спортом, ранкова гімнастика	2	Мінімальна рухова активність	3

Вживання алкоголю	Не вживав останні 4-5 днів	1	Вживав за 2-3 дні до обстеження	2	Вживав в день або на кануні обстеження	3
Вживання їжі перед обстеженням	Обстеження натщесерце	1	Їжа за 3-4 години до обстеження	2	Їжа за 1-2 години до обстеження	3

Для визначення ступеня магніточутливості по методиці, затвердженій Мінохоронздоров'я, потрібні датчик температури (ДТ), вимірник артеріального тиску (ВАТ) і прилад для акупунктури «ПЕП-1», крісло (стілець) і джерело магнітного поля (ДМП), типу постійних еластичних магнітів. Структура процедури визначення магніточутливості представлена на рис. 1.2.

Таблиця 1.2. Оцінка рівня магнітотропних реакцій організму за результатами дозованого магнітного навантаження [18]

Ступінь зміни показника	Рівні магніточутливості		
	Низький	Середній	Високий
1	2	3	4
Зниження САТ від 3 до 7 мм рт. ст.	+1		
Зниження САТ від 8 до 10 мм рт. ст.		+2	
Зниження САТ від 11 до 20 і більше мм рт. ст.			+3
Зниження ДАТ від 3 до 10 мм рт. Ст..		+2	
Зниження ДАТ від 11 до 20 і більше мм рт. ст.			+3
Підвищення АТ при магн. впливі на 3-10 мм рт. ст.		+2	
Підвищення АТ при магн. впливі на 11-20 і більше мм рт. ст.			+3
Підвищення АТ після магн.впливу на 5-10 мм рт. ст.		+2	
Підвищення АТ після манг. впливу на 11-20 і більше мм рт. ст.			+3
Підвищення шкірн. темпер. на 0,2-0,3 °C	+1		
1	2	3	4
Підвищення шкірн. темпер. на 0,4-0,5 °C		+2	
Підвищення шкірн. темпер. на 0,6-0,8 °C і більше			+3
Зміна ел. провідності в точках С-9 або МС-7 на 2-3 мкА	+1		
Зміна ел. провідності в точках С-9 або МС-7 на 4-7 мкА		+2	

Зміна ел. провідності в точках С-9 або МС-7 на 8-10 мкА і більше			+3
Зміна ел. провідності в точці ВМ-3 на 2-3 мкА	+1		
Зміна ел. провідності в точці ВМ-3 на 4-7 мкА		+2	
Зміна ел. провідності в точці ВМ-3 на 8-10 мкА			+3

Таблиця 1.3. Рівень магніточутливості [18]

Рівень магніточутливості	Низький	Середній	Високий
Сумарна кількість балів	до 19	20-29	30-45

Недоліками методики є:

- потрібна велика кількість часу для виконання і інтерпретації (за попередніми підрахунками, час, що витрачається на визначення ступеню магніточутливості, складає приблизно 90 хвилин, за умови тривалості процедури магнітотерапії 15-20 хвилин);

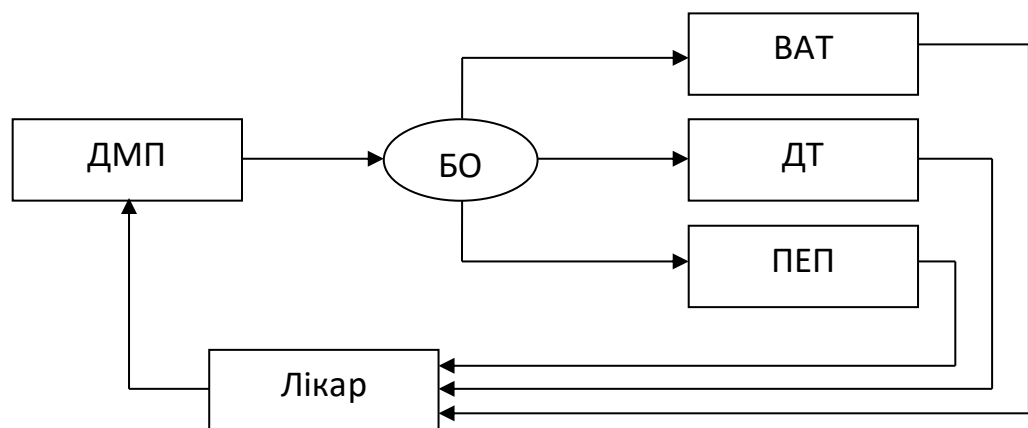


Рисунок 1.2 - Структура процедури визначення магніточутливості по методиці, затвердженій Мінохоронздоров'я [18]

- відсутня можливість використання методики у складі апаратно-програмних комплексів (АПК), наприклад, «Мультімаг», що обумовлене необхідністю створення додаткового устаткування: крісла, джерелом постійного магнітного поля;
- використання для визначення ступеня магніточутливості джерел постійного магнітного поля, що не відображає в повній мірі реакції організму людини на імпульсне магнітне поле, використовуване в сучасних АПК.
- використання пристроїв, непристосованих до вимірювань в умовах дії електромагнітних полів (наприклад, вимірювання приладом «ПЕР-1» в

умовах дії змінного або імпульсного електромагнітного поля ускладнені із-за сильних електромагнітних перешкод);

- конструктивна непристосованість датчиків деяких приладів до тривалого знаходження на тілі пацієнта (вимірювання електропровідності точок акупунктури припускають використання електродів, проте закріпити ці електроди на якийсь час всієї процедури визначення магніточутливості неможливо, оскільки струм, що протікає через електроди, є дратівливим чинником для точок акупунктури);
- використання великої кількості приладів, що ускладнює використання методики у складі АПК «Мультимаг»;
- відсутність автоматичної обробки результатів вимірювань, що збільшує час, необхідний для проведення процедури визначення магніто-чутливості [20].

Разом з методикою визначення магніточутливості, затвердженою Мінохоронздоров'я, існують альтернативні способи визначення магніточутливості. Одним з них є спосіб [4], заснований на дослідженні сироватки крові, змішаної з розчином Лізеганга. В цьому випадку вимірюють час формування кілець в сироватці до і після дії магнітним полем і при скороченні його після дії до 30 % вважають магніточутливість слабкою, від 31 % до 50 % - середньою, більше 50 % - високою.

До недоліків способу відносяться:

- інвазивність способу, що пов'язане з ризиком зараження пацієнта;
- необхідність достатньо великої кількості часу для отримання результату;
- наявність спеціального устаткування для проведення аналізу крові, що, поза сумнівом, є істотним недоліком, що не дозволяє застосовувати цей спосіб зовні спеціально обладнаних лабораторій.

Відомий також спосіб визначення магніточутливості по зміні артеріального тиску на плечовій артерії до і після одноразової дії магнітним полем [19]. Визначення магніточутливості у хворих і здорових людей в цьому випадку здійснюють таким чином; у пацієнта проводиться вимірювання артеріального тиску в положенні сидячи, потім на фізіологічно активні точки мочка правого і

лівого вуха фіксуються магнітні кліпси з величиною індукції 50 ± 10 мТл. Одночасно долонні поверхні кистей і підшви стоп укладаються на еластичні магніти з індукцією 35 ± 5 мТл. Через 5 хвилин проводиться повторне вимірювання артеріального тиску. Низький рівень магніточутливості визначається по зниженню артеріального тиску систоли на 0-5 мм рт. ст., середній - на 6-15 мм рт. ст., високий – 16-25 мм рт. ст. Для реалізації способу потрібні тонометр і еластичні магніти (рис. 1.3).

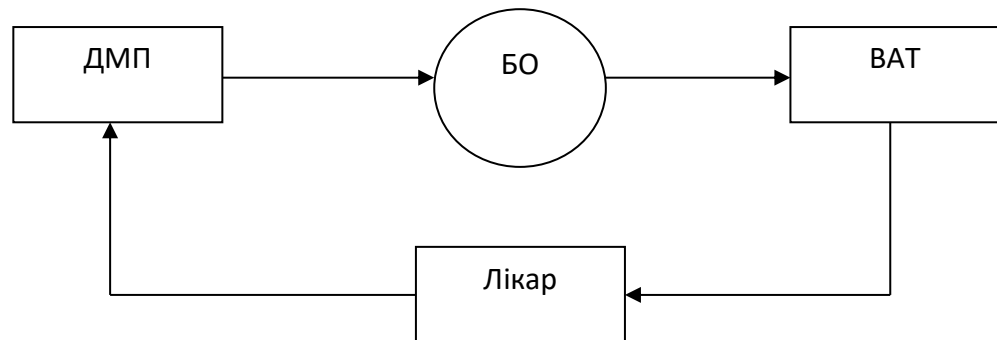


Рисунок 1.3 – Спосіб визначення магніточутливості по вимірюванню артеріального тиску пацієнта [181]

Недоліками способу є:

- використання для визначення ступеня магніточутливості джерел постійного магнітного поля, що не відображає повною мірою реакції організму людини на імпульсне магнітне поле;
- відсутність автоматичної обробки результатів вимірювань;
- низька роздільна здатність способу, оскільки межа низькою і середньою магніточутливістю знаходиться на рівні погрішності сучасних тонометрів [18].

1.3 Способи оптимізації ЛТ і прогнозування ефективності лазерної терапії

Для оцінки оптимальності параметрів лазерної терапії окрім клінічних показників досліджуються коливання мікроструктур клітини, пов'язані з ритмами золь-гель переходів, активність супероксидисмутази (СОД) еритроцитів крові, спектр ритмів і рівень мікроциркуляції крові (методами

лазерної доплерівської флоуметрії і мікроплетизмографії), вегетативний статус і відношення частоти пульсу до частоти дихання (ЧП/ЧД), клітинний імунітет (за непрямими показниками диференціальної термометрії), хроноструктура, фрактальна розмірність, індекси Херста і Фішера різних біоритмів (таблиця 1.4) [21].

Таблиця 1.4. Результати методи кількісної мікроскопії після лазерного випромінювання [20]

Критерії оптимальності параметрів лазерної терапії	Ефект лазерної терапії		
	0,5 мВт/см ² х 10 хв	1 мВт/см ² х 5 хв	5 мВт/см ² х 1 хв
Перехід частини гелю в золь	-	+	++
Активність СОД	+	+	-
Рівень мікроциркуляції	-	++	+
Продукція Т-лімфоцитів	-	++	+
Нормалізація ЧП/ЧД	++	+	-
Нормалізація рівня і ритмів фрактальної розмірності ЧП	++	+	-

Золь-гель коливання, пов'язані з агрегацією-деагрегацією різних мікроструктур, ритмами функції, енергетики, біосинтезу і перерозподілу кальцію, досліджували методами кількісної мікроскопії в нейроні механорецептора раку і в живих клітинах букального епітелію після лазерного опромінення щоки людини або на столику мікроскопа [21].

Результати цих досліджень (таблиця. 1.4) показали підвищення ефективності лазерної терапії при тих параметрах щільності потужності, тривалості і площі одночасного опромінення, при яких спостерігалися: 1) найбільше збільшення амплітуди коливань мікроструктур в клітині (збільшення розрідження в компартментах цитоплазми), 2) нормалізація активності СОД, 3) нормалізація спектру ритмів мікроциркуляції і збільшення її рівня, 4) нормалізація вегетативного статусу, 5) збільшення клітинного імунітету, 6) відновлення хроноструктури і фрактальної розмірності ритмів R-R інтервалів ЕКГ. Всі ці показники взаємно доповнюють один одного і дозволяють оцінити спрямованість реакцій на клітинному, тканинному, органному і організмовому рівнях. Немає необхідності в дослідженні одночасно всіх цих показників не лише при використанні лазерної терапії в режимі біоуправління в нових умовах

(медичних установах), але і при кожному конкретному захворюванні. Наприклад, при розробці методики реабілітації хворих, що перенесли інфаркт міокарду, виявилися оптимальними ті параметри щільності потужності і тривалості опромінення зон, які були визначені при розробці лазерної терапії інших внутрішніх органів. Проте найбільш інформативними для даного конкретного захворювання виявилися дослідження для R-R інтервалів близькогодінних і близькодобових ритмів фрактальної розмірності і індексів Херста і Фішера [13] і їх рівнів в нічний і денний час доби. Вони виявилися набагато чутливішими для оцінки ефективності лікування і прогнозу перебігу захворювання, чим традиційні показники добового моніторингу ЕКГ.

Порівняння режиму біоуправління із звичайною лазерною терапією з використанням фіксованих частот тих же параметрів показало, що терапевтичний діапазон щільності потужності значно ширше в першому випадку, тобто в режимі біоуправління слабкіші дії вже стають ефективними, а сильніші ще не викликають негативних реакцій. При використанні ж фіксованих частот головна проблема навіть не у вужчому терапевтичному діапазоні, а в його зсуві у бік слабкіших, або сильніших дій в різний час доби, в різні дні і в значній відмінності для різних пацієнтів. Вірогідність не потрапити в терапевтичний діапазон при параметрах, що рекомендуються, стає чималий. Математичне моделювання енергетичної залежності ритмів функціонального навантаження і ритмів відновних процесів дає оцінку близько 30% для відсутності сумарного терапевтичного ефекту і до 10% для негативного ефекту. Ці дані відповідають досвіду лікарів, які не приховують факти відсутності лікувального ефекту, або виникнення побічних реакцій в ряду хворих, яким призначалася лазерна терапія строго по параметрах, що рекомендувалися.

Імпульсний режим виявляється переважним, ніж дія з постійною щільністю потужності, оскільки біосистеми реагують на похідну, а до постійного рівня дії швидко адаптуються. При імпульсному режимі більше тепла дисипація енергії в клітині і температурні градієнти в ділянках поглинання акцепторами лазерного випромінювання відповідних довжин хвиль і, отже, більше перехід гелю в золь і зниження концентрації кальцію в цитозолі. Проте імпульсний режим з

частотою більше 1 кГц сприймається клітиною як постійна дія. Найбільш швидкі інтегральні реакції в нервових і м'язових клітинах визначаються переднім фронтом потенціалу дії, рівному 1 мс. Відмінність ефектів різних частот дії менше 1 кГц визначається відмінністю середньої щільності потужності. Тривалість же імпульсів лімітується не швидкістю біологічних реакцій, а фотохімічними процесами поглинання енергії лазерних фотонів. Використання несучої частоти 22,5 кГц або її гармонік обумовлене максимумом утворення синглетного кисню, що впливає на структуру води і перехід гелю в золь [21].

Оцінка ефективності лазерного лікування здійснюється трьома групами способів:

1. Фінальна оцінка незалежного лікаря-експерта.
2. Фінальна оцінка ефекту, зроблена пацієнтом.
3. Сумарна оцінка ефективності лікування, що проводиться лікуючим лікарем і включена сукупність суб'єктивних і об'єктивних ознак хвороби, що вивчаються в ході лікування.

Відомі способи оцінки ефективності лазерної терапії носять ретроспективний характер і включають визначення багатьох клініко-лабораторних, біохімічних, імунологічних і інших показників крові. Прогностичним критерієм оцінки ефективності лазерної терапії є в основному лише наявність і відсутність протипоказань клінічного характеру, хоча відоме положення про те, що для прогнозу загального терапевтичного ефекту надзвичайно важливе встановлення термінової відповіді біологічного об'єкту на дію.

Безліч спроб реєстрації термінових клітинних і тканинних реакцій з метою оцінки загальних адаптаційних процесів в практичній медицині вживання не знайшли з причини складності інтерпретації реєстрованих зрушень в плані загальної віддаленої дії на цілісний організм.

У клінічній практиці використовують спосіб прогнозування ефекту лазерної терапії, що полягає у визначенні деформованості еритроцитів *in vitro*, по динаміці якої на першій процедурі судять про зміни структур крові хворого під

впливом лазерного опромінення і, вважаючи даний тест моделлю загальноорганізових реакцій, прогнозують віддалений клінічний ефект [22] .

Спосіб вирішує завдання стосовно внутрішньовенної лазерної терапії. Проте, технічна складність реєстрації вибраного параметра, що включає недоступність приладового забезпечення, суб'єктивність спеціально вивченого оператора в оцінці важковловимого параметра (еритроцит зазнає дуже незначні зміни під впливом лазерного опромінення) зводять нанівець практичну значущість способу. Крім того, необхідність перенесення отриманої на клітинному рівні інформації на загальноорганізовий рівень без врахування проміжних адаптивних реакцій, які сумарно можуть змінити кінцевий результат, патогенетично звужують можливості вживання способу. Відносно всіх видів лазерної терапії при різних типах патології, де еритроцит не є мішенню ушкоджувальних механізмів, спосіб не може бути використаний. Необхідність дослідження крові, біологічного об'єкту, пов'язаного з певним ризиком як для пацієнта, так і для дослідника, - є ще одним істотним недоліком способу.

Відомий спосіб прогнозування ефективності лазерної терапії шляхом реєстрації термінової відповіді організму на однократне опромінення в слині хворого після опромінення визначають вміст калію і цукру і при зміні показника калію у бік збільшення, а цукру у бік зменшення прогнозують неефективність, а при протилежній спрямованості реєстрованих зрушень - ефективність курсової лазерної терапії [23].

Цей спосіб прогнозування ефективності лазерної терапії заснований на наступних теоретичних положеннях:

- лазерна дія є стресовим агентом, а реакції, що виникають у відповідь на дію, часто укладаються в схему неспецифічної адаптаційної відповіді;
- відповідно до теорії загальних адаптаційних реакцій, заснованої на кількісно-якісному принципі, лазерне випромінювання відноситься до подразників середньої сили і у відповідь на його дію в організмі розвивається реакція активації;
- першим маркером адаптаційних зрушень, що відбуваються, в організмі у відповідь на стрес може бути характер перерозподілу біохімічних речовин між

кров'ю і слиною і по характеру зміни біохімічного складу слини можна судити про реакцію організму на стрес;

- перерозподіл біохімічних речовин між кров'ю і слиною супроводжується зміною мембранної проникності, а мембранний потенціал залежить від адекватності функціонування мембранних насосів, яка, у свою чергу, визначається вмістом потенціалоутворюючих іонів, у тому числі K^+ і Na^+ , і гліколітичною фракцією АТФ;

- субстратом і кінцевими продуктами анаеробного гліколізу, необхідного для функціонування мембранних насосів, є глюкоза, піровиноградна і молочна кислоти.

Для визначення значущості всіх перерахованих вище речовин з метою прогнозу ефективності лазерної терапії у хворих в стаціонарних умовах на тлі загальноприйнятого клініко-лабораторно-інструментального комплексу досліджень в динаміці цілеспрямовано досліджується слина.

Таким чином, індивідуальні і різні по вираженості реакції пацієнтів при проведенні лазерного лікування по стандартних методиках підтверджує наявність у пацієнтів настільки ж індивідуальної чутливості до енергії лазерної дії, а, отже, може бути врахованою за допомогою певних тестових процедур.

1.4 Методи і засоби діагностики адаптаційного резерву людини

Зміна адаптаційного резерву людини супроводжується зміною безлічі показників, що характеризують його життєдіяльність, частина з яких може бути виміряна різною апаратурою або отримана методами опитування і оглядів.

Говорячи про придатність того або іншого показника для оцінки адаптаційного резерву, перш за все, повинна враховуватися його інформативність. По-перше, необхідно, аби використовуваний показник якнайповніше відображав стан досліджуваної системи. Цього можна досягти в тому випадку, якщо він адекватний в роботі, яку виконує. Крім того, важливо аби вибраний показник володів певною мірою стійкості, відображаючи не будь-які спонтанні коливання реєстрованих параметрів, а фіксуючи зміни стану. В той

же час недоречно використання дуже грубих показників, здатних вловити лише яскраво виражені зміни.

Все різноманіття показників прийнято характеризувати двома великими групами: фізіологічні і психологічні.

У групі фізіологічних методів дослідження для оцінки функціонального стану традиційно використовуються всілякі показники роботи центральної нервової системи і вегетативні зрушення. До їх числа відносяться перш за все електрофізіологічні показники: електроенцефалограма (ЕЕГ), електроміограма (ЕМГ), шкіряно-гальванічна реакція (ШГР), а також частота серцевих скорочень, тонус судин, величина діаметру зіниці і багато інших. Крім того, інтенсивно розвиваються дослідження біохімічних зрушень в організмі при різних функціональних станах.

До найбільш інформативних показників динаміки функціональних станів зазвичай відносять різні параметри діяльності серцево-судинної і дихальної систем: частоту серцевих скорочень, величину артеріального тиску, стан різних відділів судинного русла, частоту і глибину дихання і ін. Розвиток станів напруженості і стомлення, пов'язаних із збільшенням енергетичних витрат, наводить до зростання частоти серцевих скорочень, посилення газообміну і інших параметрів, що свідчать про зміни в енергетичному балансі організму. Як один з критеріїв оцінки рівня активації використовують шкіряно-гальванічний рефлекс (ШГР).

1.4.1 Методики, засновані на дослідженні надповільних фізіологічних процесів

Зміни параметрів електричної активності мозку традиційно розглядаються як безпосередній індикатор рівня активації. Різним видам функціональних станів ставлять у відповідність характерні зміни в ЕЕГ. Так, проявом стомлення, що розвивається, вважається реакція десинхронізації альфа-ритму у поєднанні з появою періодів повільної активності: дельта- і тета- ритмів. У міру стомлення

тривалість цих періодів збільшується і має місце картина «гіперсинхронізації» ЕЕГ.

У розкритті можливостей і обмежень різних по інтенсивності і тимчасовим характеристикам фізіологічних показників у вивченні механізму регуляції функціональних станів засадниче значення мають методологічні розробки Н. П. Бехтеревої [24], завершені створенням комплексного методу фізіологічних досліджень принципів і механізмів діяльності головного мозку людини. Впровадження цього методу показало, що для здобуття як найповнішого уявлення про адаптаційні механізми людини принципово важливо досліджувати весь спектр динаміки біопотенціалів в діапазоні від 0 до 10^4 Гц.

Було встановлено, що кількісними показниками адаптаційного резерву є: величина і стійкість так званого постійного потенціалу (омега-потенціалу), наявність, вираженість, регулярність, домінуючий період, амплітуда і стійкість спонтанних надповільних коливань потенціалів того або іншого частотного діапазону (епсilon-, тау-, дзета-хвиль) [24].

Як базисний системний показник стану адаптації організму в цьому методі пропонується використовувати надповільні процеси в смузі частот від нуля до 0,5 Гц.

1.4.2 Методики, засновані на варіаційній пульсометрії

Судити про міру напруги регуляторних систем (про показник ІН) можна за допомогою багатьох методів: шляхом вивчення вмісту в крові гормонів адреналіну і норадреналіну, за зміною діаметра зіниці, по величині потовиділення і так далі. У роботі [25] перевага віддається математичному аналізу ритму серця. При цьому велика увага приділяється різним частотним складовим серцевого ритму, оскільки вони відображають міру підключення центральних структур різного рівня до процесів управління серцевою ритмікою.

З точки зору математичних методів в роботі [25] центральне місце приділяють методам аналізу варіабельності ритмів серця, які умовно діляться на три групи:

- 1) методи оцінки загальних статистичних характеристик;
- 2) методи оцінки зв'язку між кардіоінтервалами;
- 3) методи виявлення прихованої періодичності динамічного ряду кардіоінтервалів.

З врахуванням цього параметра виділяють три класи адаптації: 1- адаптивна реакція -ІН $76 \pm 8,67$ у спокої і $81 \pm 47,4$ при ортостатичній пробі; 2- компенсаторний -ІН $83 \pm 13,74$ у спокої і $300 \pm 33,42$ при ортостатичній пробі; 3- критичної напруги -ІН 251 ± 80 у спокої і 317 ± 100 при ортостатичній пробі.

1.4.3 Методики, засновані на використанні комплексних підходів

Результатами багаточисленних досліджень було показано, що всім відомим в даний час методичним підходам, які використовувались при оцінці функціональних станів, властивий ряд істотних недоліків, які значно зменшуються при використанні комплексного підходу, коли досліджуваний об'єкт описується безліччю параметрів, можливо різної природи. Основною проблемою при цьому є вибір з великого числа наявних методик найбільш важливих і зручних для практичного використання.

У праці [25] для вирішення завдань оцінки адаптаційних можливостей організму і ризиків розвитку захворювань індикатором функціонального резерву пропонується використовувати реакцію системи кровообігу, як системи, відповідальної за адаптацію організму до великого числа всіляких чинників зовнішнього середовища.

У роботі пропонується оцінювати функціональний резерв (ФР) організму по співвідношенню:

$$\Phi P = \frac{P\Phi}{CH} \quad (1.1)$$

де $РФ$ - рівень функціонування домінуючої системи,

$СН$ - степінь напруги регуляторних систем.

З цієї формули виходить, що про функціональний резерв можна судити, не вимірюючи його безпосередньо, а аналізуючи співвідношення між рівнем функціонування і мірою напруги регуляторних систем.

Дослідження співвідношення між $ФР$, $РФ$ і $СН$ дозволяє проводити оцінку характеристик адаптаційного потенціалу при різних функціональних станах.

Оцінка рівня функціонування системи кровообігу направлена на дослідження міокардіально-гемодинамічного гомеостазу, тобто показника $РФ$ у формулі (1.1). При цьому рівень функціонування визначається через індекс функціональних змін ($ІФЗ$), який визначається за комплексом показників діяльності серцево-судинної системи відповідно до виразу:

$$ІФЗ = 0.011ЧП + 0.014САТ + 0.008ДАТ + 0.014В + 0.5009MT - 0.0093P - 0.27 \quad (1.2)$$

де $ЧП$ - частота пульсу,

$САТ$ - артеріальний тиск (АТ) систоли,

$ДАТ$ — артеріальний тиск діастоли,

$В$ - вік,

MT - маса тіла,

$З$ - зріст.

Ця формула була отримана методами регресійного аналізу на вибірці в 2000 пацієнтів. Було виділено чотири групи людей з різними рівнями здоров'я. Вирішальне правило класифікації представлено таблиці 1.5.

Вибір граничних значень $ІФЗ$ і перевірка точності оцінок проводилася шляхом порівняння результатів класифікації за $ІФЗ$ і результатами експертного оцінювання функціональних станів.

Таблиця 1.5. Порівняння результатів класифікації за $ІФЗ$ та експертного оцінювання функціональних станів [24]

Рівень функціонування (адаптаційний потенціал)	Значення $ІФЗ$ (в балах)
Задовільна адаптація	До 2,52
Напруга механізмів адаптації	2,6 – 3,09

Незадовільна адаптація	3,10 – 3,49
Зрив адаптації	3,5 і вище

Непряма оцінка ФР організму за формулою (1.1) не дає відповіді на питання про те, який запас ФР, які навантаження міг би витримати організм і який запас його стійкості. Тому в роботі [25] для прямої оцінки функціональних резервів пропонується використовувати проби навантажень, наприклад, так звані, ортостатичні проби, в яких реєстрація серцевих ритмів і артеріального тиску виробляється в положеннях «лежачи» і «стоячи». Звичайна система досліджень включає п'ятихвилинні відрізки записів в кожному з положень і 1,5-2 хвилини на перехідний процес. За результатами вимірів розраховують ортостатичний індекс (OI) за формулою:

$$OI = \frac{ЧП(стоячи)}{ЧП(лежачи)} + \frac{САТ(стоячи)}{САТ(лежачи)} + \frac{ДАТ(стоячи)}{ДАТ(лежачи)} \quad (1.3)$$

де ЧП - частота пульсу в уд./хв.,

САТ і ДАТ - систолічний і діастолічний артеріальні тиски в мм. рт. ст.

Практична реалізація цих методів була здійснена в автоматизованих системах ИВК-ДОН, ВИТА-87, ВИТА-89, ВИТА-90 в пересувній автоматизованій лабораторії «Автосан-82» [25].

1.5 Використання показників фотоплетизмографії для контролю адаптаційного статусу людини

Пальцева фотоплетизмограма - це сигнал, що отримується з фотоелектричного датчика після накладення його на дистальну фалангу пальця руки або ноги [26, 27]. Отримувані при цьому пульсові хвилі представлені на рис. 1.4 (пацієнт П, 55 років, частота дискретизації сигналу 100 Гц, 1558 відліків в кадрі).

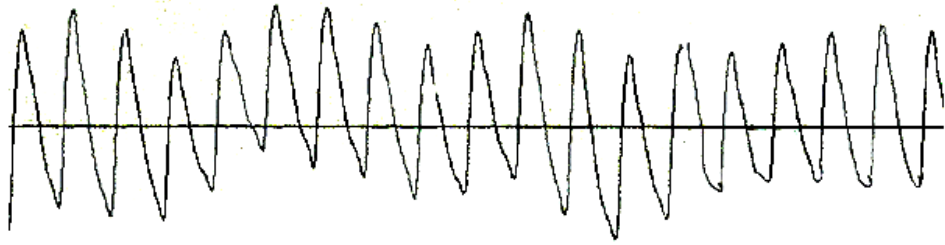


Рисунок 1.4 - Фрагмент пальцевої фотоплетизмограми [28]

Представлений сигнал можна розглядати як в структурному, так і в хвиловому ракурсах.

Для структурного аналізу фотоплетизмограми її зручно апроксимувати кривою, що складається з двох компонентів і яка представлена на рис. 1.5.

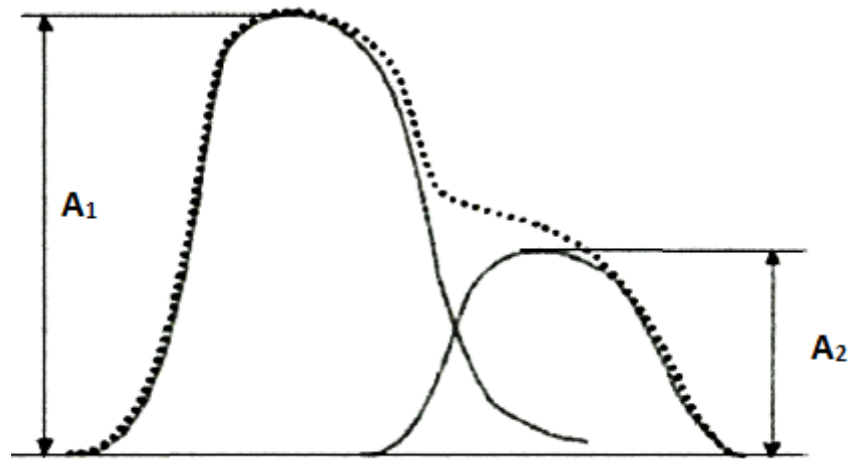


Рисунок 1.5 - Схематичне зображення пульсової хвилі: A1 відповідає анакротичному періоду, A2 - дикротичному [28]

Перший пік пульсової хвилі, який відповідає анакротичному періоду пульсової хвилі (A1), утворюється в період систоли. Амплітудне значення анакротичної фази носить також назву амплітуди пульсової хвилі і відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді, надаючи таким чином непрямі відомості про степінь інотропного ефекту.

Другий пік пульсової хвилі, який відповідає дикротичному періоду пульсової хвилі (A2), утворюється за рахунок віддзеркалення об'єму крові від аорти і великих магістральних судин і частково відповідає періоду діастоли серцевого циклу. Дикротична фаза надає інформацію про тонус судин.

Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина - найменшому об'єму крові в досліджуваній ділянці тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинної стінки, частоти пульсу, об'єму досліджуваної ділянки тканини, ширини просвіту судин. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина і форма її піків - від стану судинної стінки [28].

1.5.1 Якісний аналіз фотоплетизмограми

Кількісні показники не надають вичерпну інформацію про характер фотоплетизмограми. Важливе значення має якісна оцінка форми пульсових хвиль, що часто має вирішальне значення. При аналізі форми пульсових хвиль застосовуються терміни, запозичені з клінічної практики, такі, як *pulsus tardus*, *pulsus celer*.

При підвищеному периферичному опорі, наприклад, при поєднанні атеросклерозу і гіпертонічної хвороби, а особливо у хворих аортальним стенозом форма пульсових хвиль відповідає *pulsus tardus*: підйом пульсової хвилі пологий, нерівномірний, вершина зміщується до кінця систоли («пізніє випинання систоли») (рис. 1.6) [29].

При низькому периферичному опорі і великому викиді систоли, характерному хворим з аортальною недостатністю, пульсові хвилі мають вигляд *pulsus celer*: підйом пульсової хвилі має крутий підйом, швидке зниження і малопомітну інцизуру (рис. 1.7).

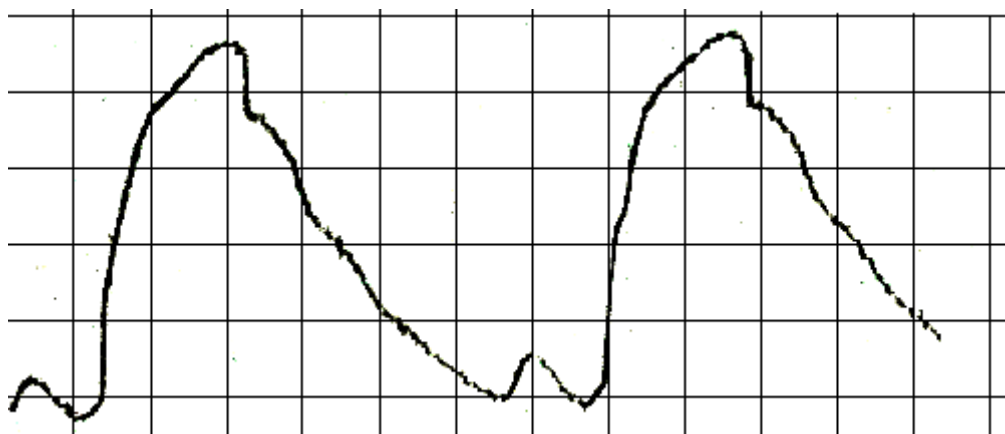


Рисунок 1.6 - Пульсові хвилі типу *pulsus tardus* при підвищеному периферичному опорі [29]

Між локалізацією інцизури, величиною периферичного опору і пружним станом артерій відмічається визначена залежність: при зниженій еластичності судин інцизура наближається до вершини, а при вазодилатації не виходить за межі нижньої половини пульсової кривої [29].

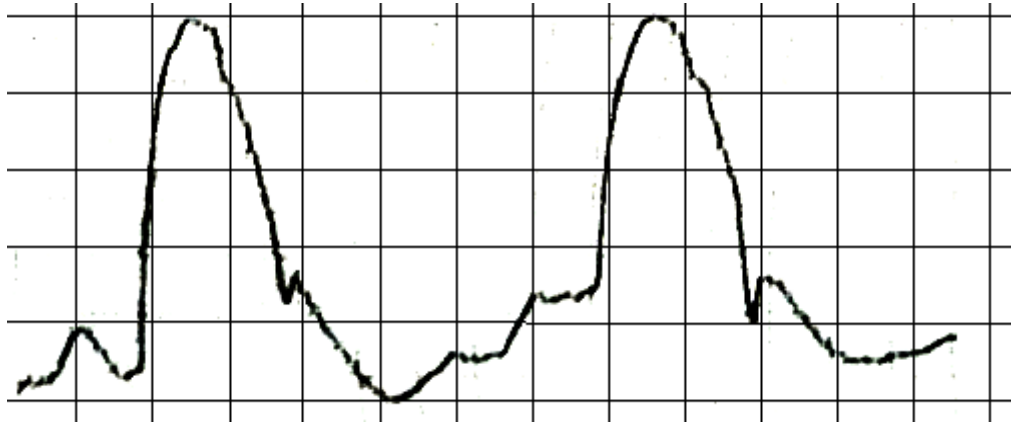


Рисунок 1.7 - Пульсові хвилі типу *pulsus celer* при зниженому периферичному опорі [29]

Патологічні ознаки пульсових хвиль, які вказують на відхилення загальної або локальної гемодинаміки.

1. Слабо виражений або дуже високо піднятий дикротичний зубець (рис 1.8).

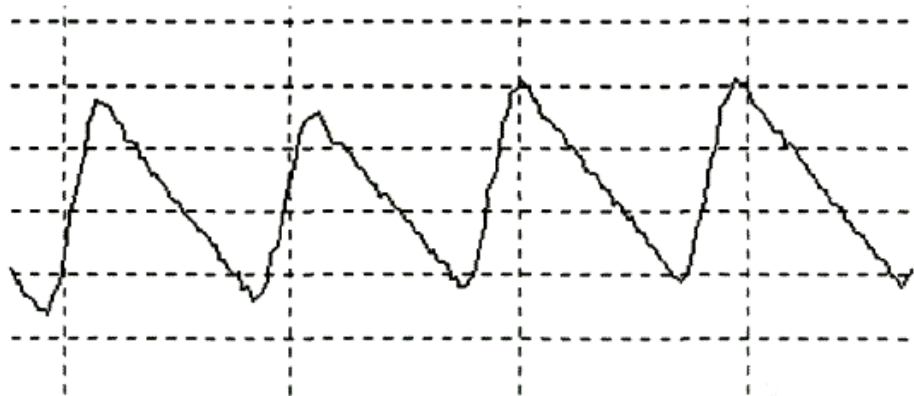


Рисунок 1.8 - Слабо виражений і високо піднятий дикротичний зубець [29]

2. На анакроті є сходинка (рис. 1.9).

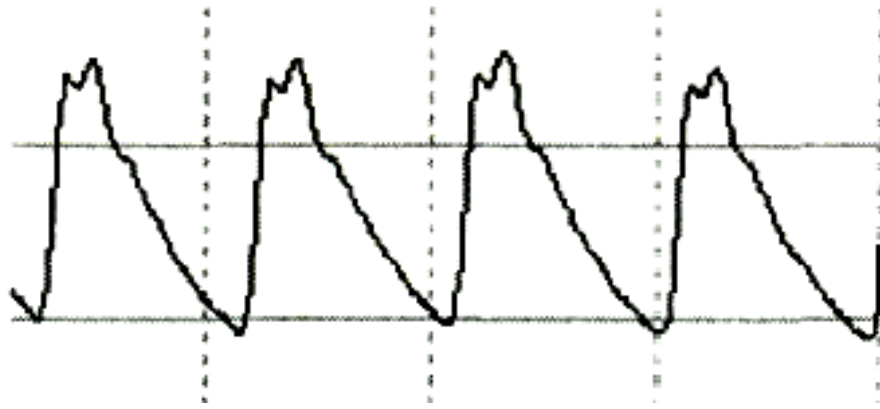


Рисунок 1.9 - Сходінка на вершині пульсової хвилі [29]

3. Низхідна частина пульсової хвилі більш полого, у порівнянні з висхідною ділянкою (рис 1.10).

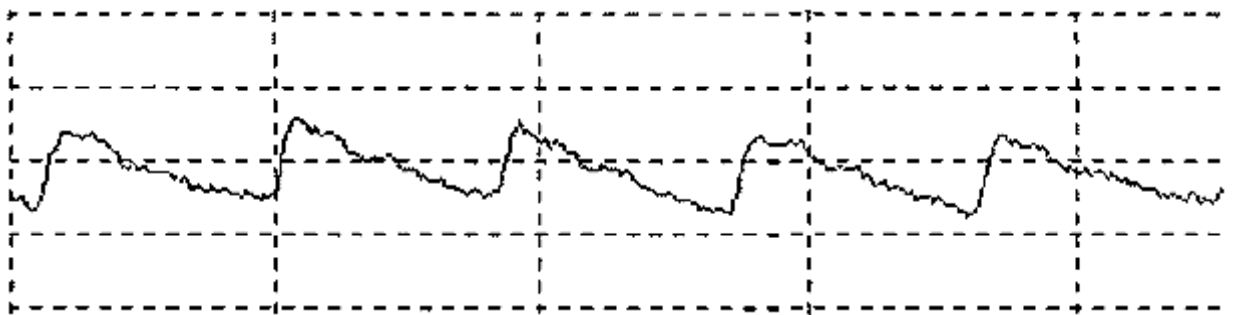


Рисунок 1.10 - Слабо виражений дикротичний зубець, полого низхідна частина пульсової хвилі (хворий з ваготонічним варіантом вегето-судинної дистонії) [29]

4. Збільшена тривалість анакротичної фази пульсової хвилі.
5. Близько вершини є додаткові хвилі (симптом «півнячого гребеня») (рис 1.11).



Рисунок 1.11 - Симптом «півнячого гребеня». Симптоми отримані у момент надлишкової дії дози інфрачервоного терапевтичного лазера [29]

При використанні одиночних ознак найбільш інформативні (2) і (5), оскільки у здорових людей вони повністю відсутні, частота їх прояву 66.7% і 53.3% відповідно. Найбільш значима для діагностики захворювань ознака (3), його

частота зустрічності складає 86.7%, але в 10% випадків він реєструється також і у здорових людей. Для підвищення значущості діагностики слід використовувати всі 5 ознак [29].

Крім того, зареєстровані наступні патологічні відхилення при різних захворюваннях:

- відсутність дикротичного зубця вказує на наявність атеросклерозу, гіпертонічної хвороби (мал. 1.12);
- відмінність об'ємного пульсу на руках і ногах може вказувати на коарктацію аорти;
- дуже великий об'ємний пульс - можливо, у хворого незарощена боталлова протока;
- при облітеруючому ендартериті амплітуда пульсових хвиль знижена на всіх пальцях ураженої кінцівки;
- при проведенні функціональної проби із зміною положення кінцівки у хворих в початковій фазі облітеруючого ендартериту різко знижений судинорозширювальний ефект при підйомі ноги (невисока амплітуда пульсових хвиль) і значно виражений судинозвужувальний ефект при опусканні ноги;

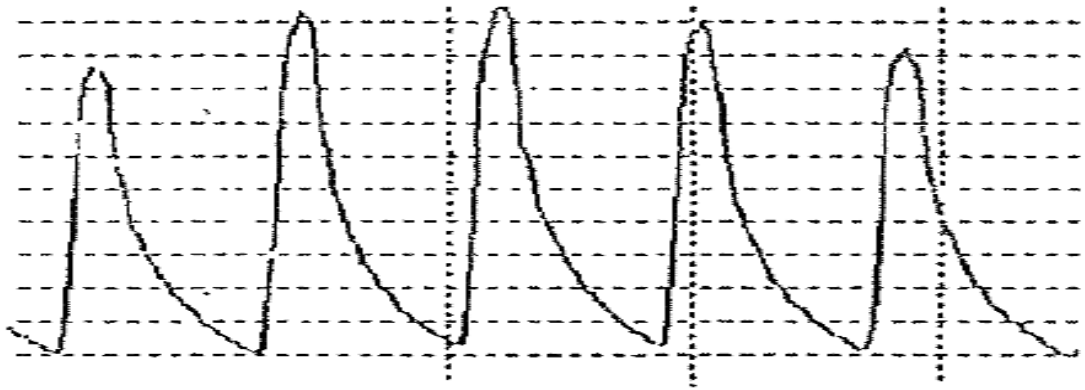


Рисунок 1.12 - Відсутність дикротичної хвилі на пульсограмі у хворої цукровим діабетом [29]

- при проведенні функціональної проби зі зміною положення кінцівки у хворих з облітеруючим атеросклерозом у стадії субкомпенсації при опусканні кінцівки амплітуда пульсових хвиль значно зменшується [29].

1.5.2 Хвильовий аналіз фотоплетизмограми

Хвилеву структуру фотоплетизмограми вперше спостерігав Ahern E. A., у 1949 р. Використовуючи модифіковану камеру, імплантовану у вуха кролика, і біноклярний мікроскоп, забезпечений перехідником, на якому можна укріплювати фото- або кінокамеру, а також фотографічну камеру з розтягуваними мішками і фокусуванням зображення на матовому склі, автори здійснили запис мікроплетизмограми окремого сегменту мікроциркуляторного ложа і одиничних артеріол і венул (Asano, Yoshida, Tatai, 1965) [29].

Збільшене в 120-240 разів зображення ділянки мікросудинного ложа проектували на фотодатчик із сприймаючою поверхнею діаметром 10 мм (запис кровонаповнення всього сегменту) або на фотодатчик із сприймаючою прямокутною поверхнею розміром 2х5 мм (для запису кровонаповнення окремої мікросудини). Реєстрацію кровонаповнення проводили при температурі навколишнього середовища 25° С. Фотодатчик, який реєстрував кровонаповнення всього спостережуваного сегменту (поле зору), розташовували над окуляром, а фотодатчики для реєстрації кровонаповнення артеріоли або венули - безпосередньо над зображенням відповідної мікросудини, що фокусується на матову пластинку великої фотокамери. Про міру кровонаповнення судили по величині оптичної щільності, яка зростала із збільшенням кровонаповнення. Сигнал, що виникає у фотодатчику, поступав у мостову схему, струм розбалансу якої підсилювали і направляли до самописця. Для стабілізації світлового потоку використовували батарею акумуляторів. Швидкість протягання паперу на самописці зазвичай складала 1 мм/с, але для розшифровки запису швидких процесів застосовували і велику швидкість - від 10 до 60 мм/с. На кроликах, звиклих до процедури експерименту, спостерігали ритмічні зміни кровотоку в мікроциркуляторній мережі.

Ці зміни проходили послідовно чотири фази: повну дилатацію, початкову констрикцію, повну констрикцію і початкову дилатацію. Основна частота коливань кровонаповнення складала 1-3 в хвилину (α -хвилі). Одночасно були

зареєстровані і інші частоти коливань: 4-8 (β -хвилі), 8-12 (γ -хвилі), 0,5 і менше в хвилину (ω -хвилі) [29].

Надалі методику фотоелектричної мікроплетизмографії застосували для реєстрації кровонаповнення мікросудин, спостережуваних в титановій камері, імплантованій в шкірну складку плеча людини. Дослідження було проведене на добровольцях (студентах-медиках). У експериментах використовували телевізійну мікроскопію і відеозапис. Одночасно вели запис кровонаповнення і швидкості кровотоку в мікросудинах (Asano, Branemark, 1970, 1971). Дослідження показало, що в мікросудинах людини виявлено ритмічне коливання кровотоку, яке реєструвалось на папері у вигляді кривої, що має різну частоту хвиль. Окрім частот α , β , γ і ω , в деяких випадках реєстрували пульсаторні (50-70 за хвилину) і дихальні (10-20 за хвилину) хвилі. Розподіл різних хвиль по частоті виявлення в експериментах був наступним: α - хвилі - в 100% вимірів, β - у 65%, γ - в 60%, ω - в 45%. Близький розподіл частот спостерігався і у вушній камері кролика: α - в 100%, β - в 81%, γ - в 63% і ω 13% випадків. Ритмічні коливання діаметру мікросудин і кровонаповнення протікали у відмічених вище чотирьох фазах [29].

Хвилі, які доцільно використовувати для виділення інформативних ознак з фотоплетизмограми для оцінки адаптаційних резервів людини, прийнято називати хвилями першого, другого і третього порядку. Вони представлені на рис. 1.13. Хвилі другого і третього порядку відносяться до повільних коливань. Хвилі 1-го порядку відносяться до швидких хвиль і співвідносяться з пульсом. Вони відображають рух об'єму крові у вимірюваній точці під час систоли і діастоли [28].

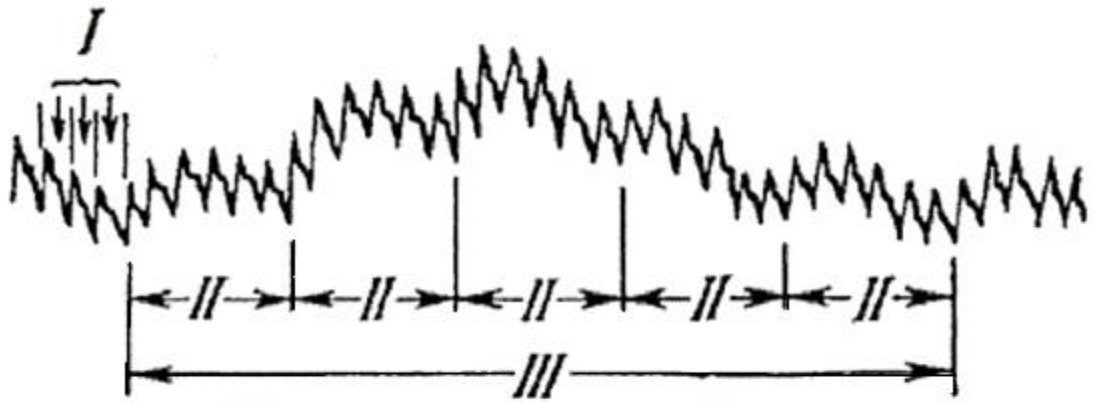


Рисунок 1.13 - Фотоплетизмограма, яка відбиває хвилі першого порядку або об'ємний пульс (I), хвилі другого порядку (II), які співпадають з дихальними хвилями, і хвилі третього порядку (III), які мають період декількох дихальних хвиль [28]

Відмічений антагонізм між хвилями 3 і 2 порядків - на пульсограмі завжди присутній лише один з цих типів.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

Проведені дослідження показали, що основною проблемою МЛТ є нерозуміння, яким чином можна перенести результати досліджень *in vitro* на організм людини. Проведене вивчення приватних механізмів біологічної дії МЛТ, вирваних з контексту загальних регулюючих чинників ставить більше питань, ніж відповідей [31]. Відсутність єдиної теорії механізмів дії МЛТ на біоб'єкти, яка об'єднує всі відомі ефекти, не дозволяє здійснювати прогноз відносно найбільш значимих параметрів регулювання фізіологічних параметрів живих систем за допомогою МЛТ. Все це, у свою чергу, обмежує розвиток методології магнітолазерної терапії (МЛТ) і вживання методу в клінічній практиці в цілому.

На підставі викладеного в розділах 1.2-1.5 аналітичного огляду можна зробити висновок, що пальцевої фотоплетизмографія використовується як у визначенні магнітної чутливості, так і у визначенні лазерної чутливості, тобто вона задовольняє всім вимогам для обох видів терапій. Цей показник легко отримується, є неінвазивним, та його обробка легко автоматизується.

Контроль зміни адаптаційного статусу організму дозволяє визначити системні реакції на МЛТ, але відсутність надійних аналітичних критеріїв цих реакцій знижує ефективність управління МЛТ. Для здобуття таких критеріїв, як показали вітчизняні і зарубіжні учені, може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії.

В той же час, сучасні математичні методи і інформаційні технології, спираючись на ідеологію системного підходу, дозволяють вирішувати досліджувані класи завдань з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних і при структурі класів, що погано формалізується.

РОЗДІЛ 2. АНАЛІЗ ОЗНАКОВОГО ПРОСТОРУ ДЛЯ УПРАВЛІННЯ ПРОЦЕДУРОЮ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ НА ОСНОВІ ДАНИХ, ЩО ОТРИМУЮТЬСЯ З ПАЛЬЦЕВОЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

2.1 Способи виділення інформативних параметрів фотоплетизмосигналу

2.1.1 Кодові точки фотоплетизмограми

Інформативні параметри фотоплетизмограми можна виділити по вертикальній і горизонтальній осях.

1. Амплітудні характеристики пульсової хвилі, які відповідають анакротичному і дикротичному періоду, досліджуються по осі ординат. Вивчення цих параметрів надає інформацію про силу судинної реакції, не зважаючи на їх відносність. У цій групі ознак розглядаються амплітуда анакротичної і дикротичної хвилі та індекс дикротичної хвилі, що має абсолютне значення і власні нормативні показники

Часові характеристики пульсової хвилі досліджуються по осі абсцис. Вони дають інформацію щодо співвідношення періоду систоли і діастоли та тривалості серцевого циклу. Дані параметри мають абсолютні значення і можуть порівнюватися з існуючими нормативними показниками. Ця група параметрів надає інформацію про тривалість анакротичної та дикротичної фази пульсової хвилі, період фази вигнання, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення, тривалість фази систоли та діастоли серцевого циклу, час віддзеркалення пульсової хвилі та частоту серцевих скорочень [27, 30].

На рис. 2.1 представлені основні кодуєчі точки об'ємного пульсу.

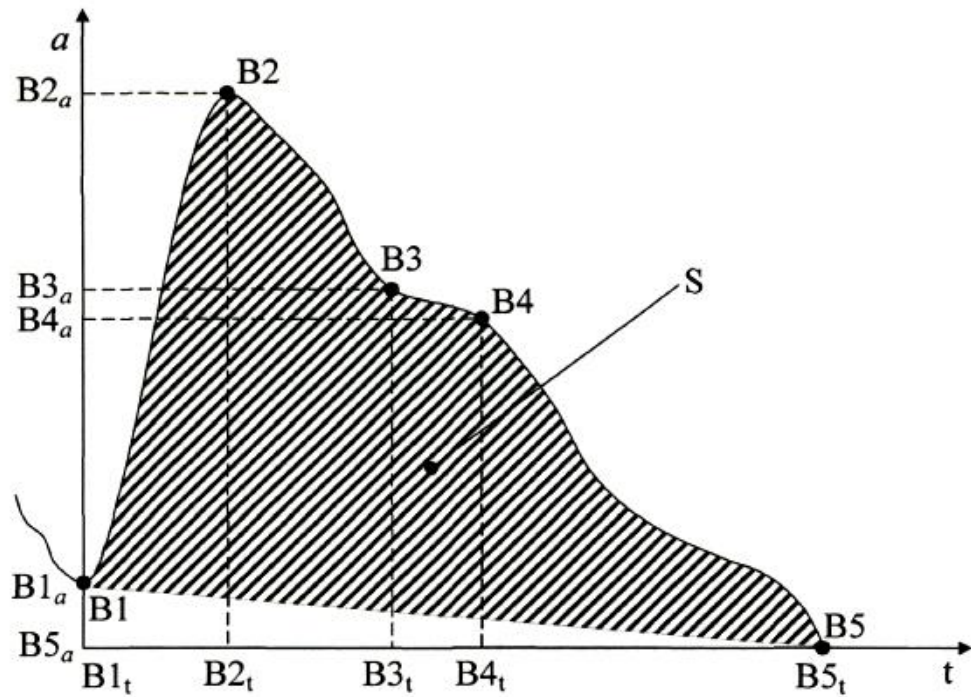


Рисунок 2.1 - Основні кодуючі точки об'ємного пульсу [29]

B1 є точкою початку періоду вигнання (періоду систоли), B2 – точкою фази форсованого вигнання (моменту максимального розширення судини), B3 - точка протодіастолічного періоду, B4 - точка початку діастолі, B5 - точка початку кінця діастолі і вказує на завершення серцевого циклу.

На рис. 2.1 можна виділити амплітудні параметри фотоплетизмограми (вісь ординат a) та її часові параметри (вісь абсцис t) [30].

2.1.2 Інформативні параметри фотоплетизмограми

Після проведення аналізу параметрів фотоплетизмограми, було виявлено доцільність використання амплітудних, часових та частотних параметрів, як носіїв інформації. Отже, в процесі дослідження фотоплетизмограми має використовуватись комбінація амплітудних і часових методів аналізу.

В результаті дослідження був запропонований параметр, який визначає площу фігури, заштрихованої на рис. 2.1, і є амплітудно-часовою характеристикою фотоплетизмограми. Розмірність цього параметра

визначається як (амплітуда) \times (час) і вимірюється у відносних одиницях. Обчислюється за формулою:

$$S = \sum_{i=1}^N (a_i - (\frac{B5_a - B1_a}{B5_t - 1} \cdot i + B5_a - B5_t \cdot \frac{B1_a - B5_a}{1 - B5_t})) \quad (2.1)$$

де a_i - величина i -го відліку фотоплетизмограми,

N - число відліків в аналізованій фотоплетизмограмі в інтервалі $[B1_t, B5_t]$.

Виходячи з матеріалів, представлених в розділі 1.5, можна зробити висновок, що найінформативнішими є хвилі тільки першого і другого порядку. Хвилі третього порядку спостерігати дуже проблематично. Беручи до уваги, що хвилі другого порядку мають середню частоту коливань 0,2 Гц, обмежимося інтервалом часу спостереження фотоплетизмограми 30 с. На рис. 2.2 представлено амплітудний спектр Фур'є у вікні довжиною 30000 відліків, а на рис. 2.3 - амплітудний спектр Фур'є того ж самого сигналу, але у вікні довжиною 3000 відліків [30].

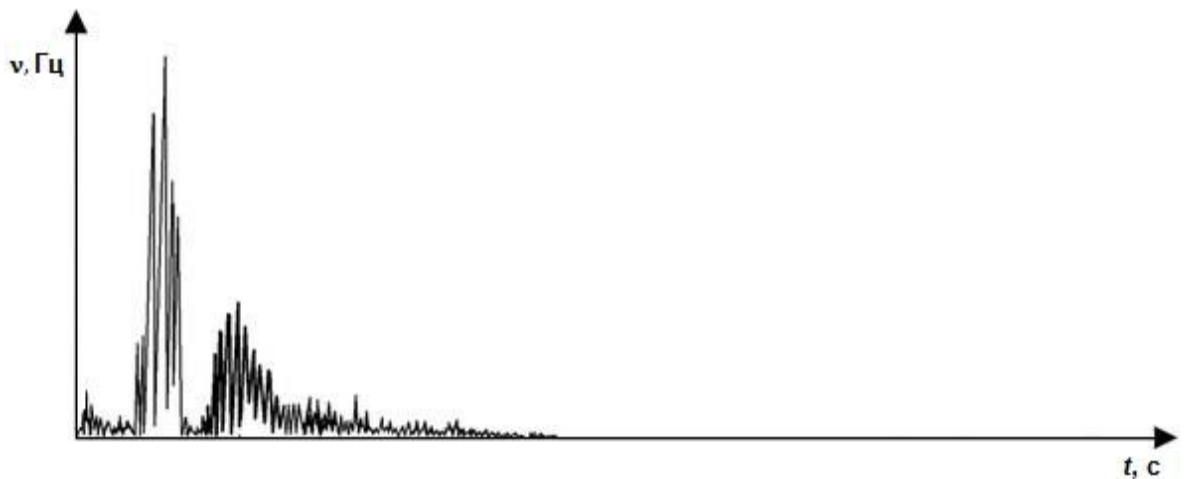


Рисунок 2.2 - Амплітудний спектр Фур'є фрагмента фотоплетизмограми (30000 відліків, частота дискретизації 100 Гц) [30]

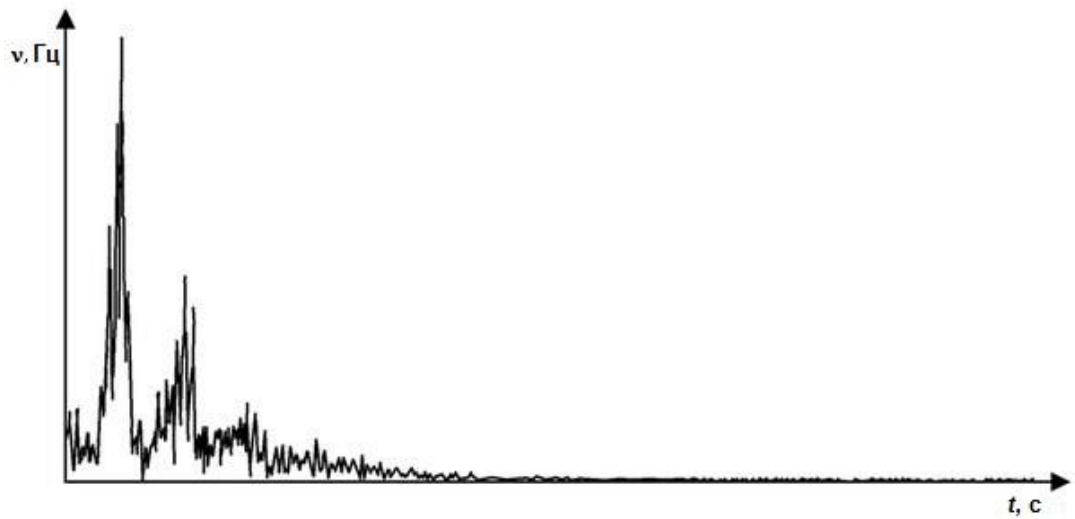


Рисунок 2.3 - Амплітудний спектр Фур'є фрагмента фотоплетизмограми (3000 відліків, частота дискретизації 100 Гц) [30]

Дані рисунки демонструють відсутність істотного впливу довжини вікна на структуру сигналу. До того ж статистичні дослідження аналогічних спектрів фотоплетизмограм різних пацієнтів показали, що із зростанням ширини вікна третя гармоніка кардіосигналу стає менш вираженою [30].

2.2 Виділення інформативних параметрів в амплітудно- часовому просторі

В якості інформативного параметру фотоплетизмограми в амплітудно- часовій області використовуємо параметр S , який визначається згідно виразу (2.1), спосіб здобуття якого ілюструє рис. 2.1. Для обчислення цього параметра необхідно визначити кодові точки фотоплетизмограми, показані на рис. 2.1. Оскільки вираз (2.1) використовує всього дві кодові точки, то цей процес зводиться до тривіальної сегментації фотоплетизмограми.

На рис. 2.4 приведена ілюстрація роботи одного із запропонованих і досліджених в роботі алгоритмів сегментації на фрагменті фотоплетизмограми тривалістю 30 с, а на рис. 2.5 показаний графік параметрів S , отриманий на тому ж самому фрагменті фотоплетизмограми [30].

Як інформативний параметр використовуємо середнє значення параметра S на 30-секундному фрагменті, який визначається як

$$X1 = \bar{S} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N S(j) \quad (2.2)$$

де N - число цілих кардіоциклів на інтервалі 30 с,

j – номер кардіоциклу.

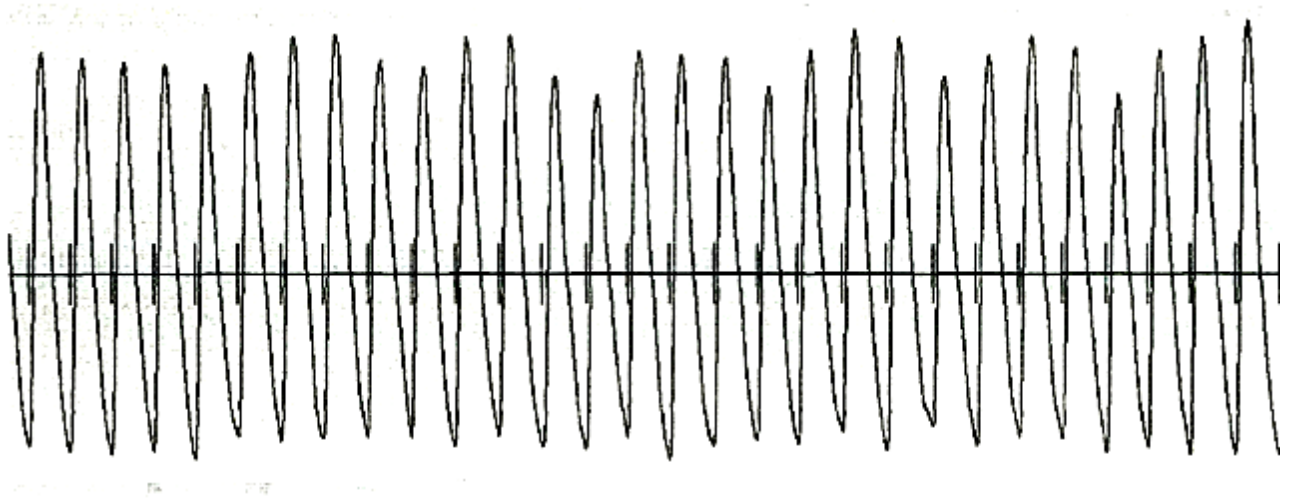


Рисунок 2.4 - Фрагмент сегментованого фотоплетизмосигналу (сегментація по кодовим точкам B1 і B5)

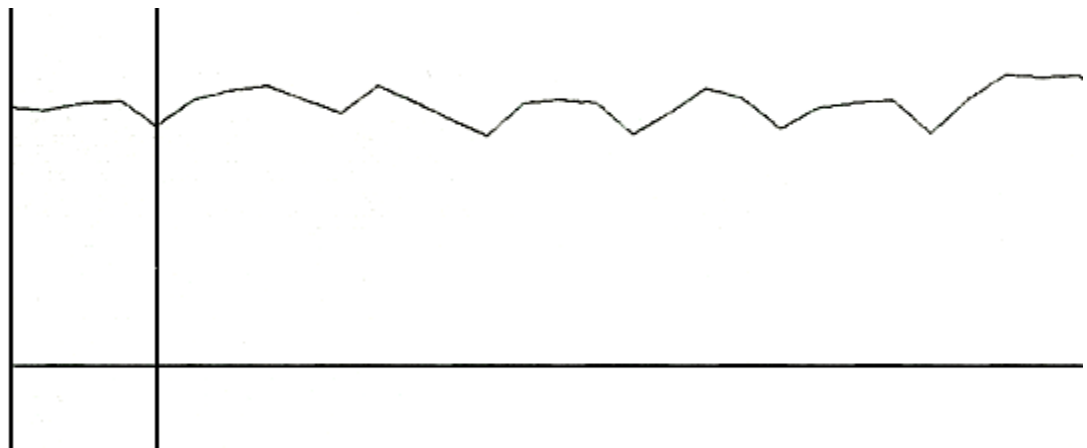


Рисунок 2.5 - Графік зміни параметру S на фрагменті фотоплетизмограми

У розділі 1.5.2 показано, що однією з найважливіших характеристик фотоплетизмограми є її спектр. Морфологію спектру фотоплетизмограми ілюструє рис. 2.6.

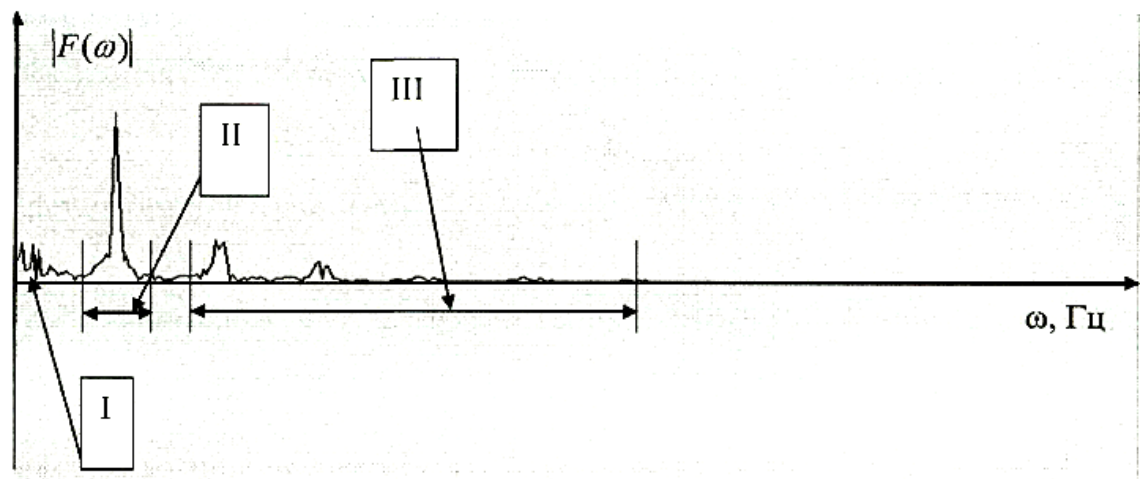


Рисунок 2.6 - Амплітудний спектр Фур'є фотоплетизмограми: I – сегмент дихальної хвилі, II – сегмент першої гармоніки кардіоциклу, III – сегменти вищих гармонік кардіоциклу

Спектр Фур'є фотоплетизмограми визначений у вікні шириною 30 с. По енергетичному складу в ньому переважають хвилі першого порядку і їх вищі гармоніки. Тому, виходячи з рис. 2.6, у віконному спектрі фотоплетизмограми можемо виділити сегмент дихальної хвилі (I), сегмент першої гармоніки кардіоциклу (II) і сегменти вищих гармонік кардіоциклу (III). У третьому сегменті можуть бути від однієї до п'яти гармонік.

Як інформативні параметри вибираємо амплітудні і частотні параметри спектру.

Оскільки амплітуда першої гармоніки кардіоциклу максимальна, то всі останні амплітудні параметри доцільно нормувати відносно цієї гармоніки, тобто амплітуда першої гармоніки не розглядається як інформативний параметр. Це пояснюється тим, що амплітуди гармонік залежать від ряду заважаючих чинників. Отже, амплітудні параметри спектру фотоплетизмограми дадуть стільки інформативних ознак, скільки гармонік в третьому сегменті фотоплетизмограми. В той же час, перша гармоніка вельми корисна тим, що її координата локалізується з високою точністю за рахунок високої амплітуди і, локалізавши її координату, можна визначити координати кратних з нею гармонік третього сегменту з достатньою точністю, не дивлячись на можливість високого зашумлення.

Отже, беручи до уваги лише три перші гармоніки кардіоциклу, отримуємо два інформативні параметри, які визначаються за наступними формулами:

$$X_2 = \frac{|F(\omega)|_{2\max}}{|F(\omega)|_{1\max}} \quad (2.3)$$

$$X_3 = \frac{|F(\omega)|_{3\max}}{|F(\omega)|_{1\max}} \quad (2.4)$$

де $|F(\omega)|_{i\max}$ - модуль максимальної амплітуди в полі i -ї гармоніки кардіоциклу спектру фотоплетизмограми.

Таке нормування ще корисне тим, що якщо в спектрі відсутня одна або декілька кратних гармонік, то інформативні ознаки, пов'язані з цими параметрами спектра фотоплетизмограми, приймають значення нуля.

Частотні параметри спектра фотоплетизмограми прив'язані також до ЧСС. На кожній гармоніці фотоплетизмограми виділяємо два інформативні параметри:

- Ширина гармоніки (ширина частотного діапазону, який займає гармоніка);
- Частота гармоніки.

Рис.2.7 ілюструє методику визначення амплітудних і частотних параметрів спектру фотоплетизмограми, яка може бути віднесена до будь-якої гармоніки фотоплетизмограми.

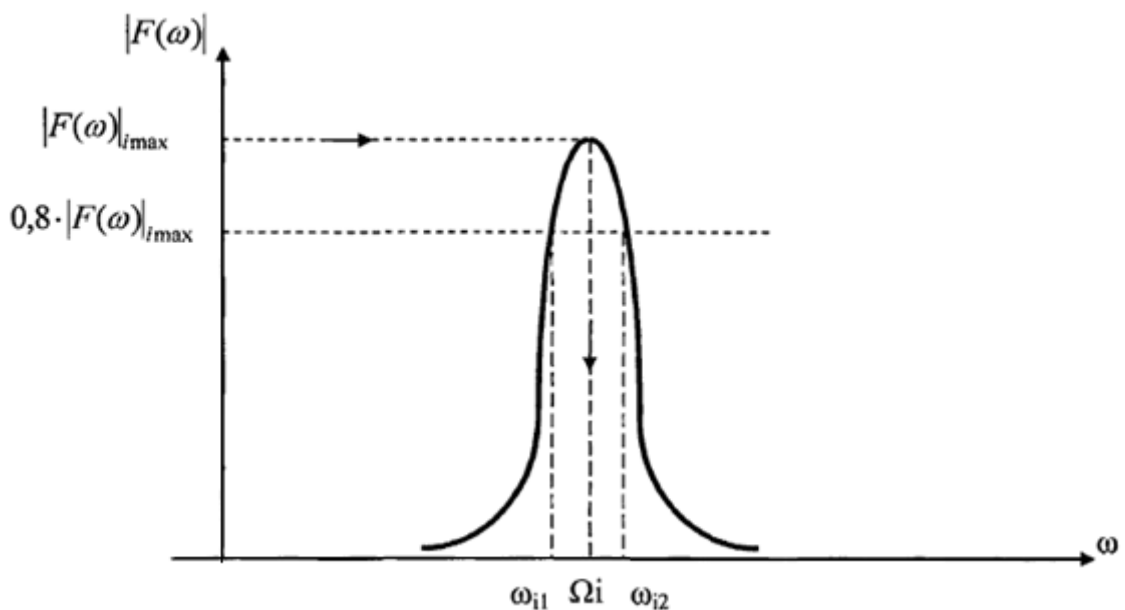


Рисунок 2.7- Спосіб виявлення абсцис смуги частот, яку займає гармоніка фотоплетизмограми.

Всі гармоніки кардіоциклу на фотоплетизмограмі розмиті, тобто займають деяку частотну смугу. На рисунку ця смуга обмежена координатами ω_{i1} і ω_{i2} .

Інформативні параметри, які відповідають частотним координатам гармонік кардіоциклу фотоплетизмограми, визначаються за наступними формулами:

$$X4 = \omega_{12} - \omega_{11}, \quad (2.5)$$

$$X5 = \omega_{22} - \omega_{21}, \quad (2.6)$$

$$X6 = \omega_{32} - \omega_{31}, \quad (2.7)$$

$$X7 = \Omega_1 = (\omega_{12} + \omega_{11}) / 2, \quad (2.8)$$

$$X8 = \Omega_2 = (\omega_{22} + \omega_{21}) / 2, \quad (2.9)$$

$$X9 = \Omega_3 = (\omega_{32} + \omega_{31}) / 2. \quad (2.10)$$

Окрім спектральних смуг гармонік кардіоциклу на спектрограмі фотоплетизмограми є спектральні смуги, викликані дихальним циклом (0,33-0,4 Гц приблизно) і спектральна смуга 0,1 Гц. Координати цих спектральних смуг визначаються емпірично, оскільки не у всіх пацієнтів вони яскраво виражені. Тому як інформативний параметр може бути використана лише спектральна щільність у відповідному діапазоні частот.

У зв'язку з вищепереліченими складнощами їх локалізації, в даній роботі ці інформативні параметри в ознаковий простір не включені.

2.3 Перешкоди при вимірі фотоплетизмосигналу

Перешкоди, що впливають на фотоплетизмосигнал, можуть бути розділені на три категорії.

До першої категорії відносяться перешкоди апаратного плану: шуми датчика і підсилювача, перешкоди по живленню (від мережі 220 В 50 Гц) і тому подібне.

До другої категорії віднесемо перешкоди, пов'язані із зовнішніми джерелами електромагнітного випромінювання, які фіксує фотоелектричний датчик

фотоплетизмограми. Найбільш істотними перешкодами тут можуть бути електромагнітні випромінювання люмінесцентних ламп і екранів моніторів.

До третьої категорії віднесемо перешкоди, пов'язані з біооб'єктом. До них відносяться механічні перешкоди, викликані нестабільністю контакту фотоелектричного датчика з поверхнею біооб'єкту (вони особливо виявляються після фізичного навантаження, коли людина втомилася і їй важко зафіксувати кінцівки в стабільному стані), і температура кінцівок, яка істотно впливає на амплітуду пульсової хвилі.

Перешкоди першої категорії слабо впливають на фотоплетизмосигнал, оскільки їх спектр лежить значно вище за спектр корисного сигналу. Вони можуть лише привести до перевантаження вимірювального тракту, тому повинні пригнічуватися в самому вимірювальному тракті спеціально передбаченими рішеннями схемотехнік.

Перешкоди другої категорії можуть істотно впливати на форму фотоплетизмограми, так їх частота хоча і вища за спектр корисного сигналу, але співвимірювана з ним. На рис. 2.8 вгорі показана фотоплетизмограма і її спектр при перешкодах такого роду. Внизу приведені фотоплетизмограма і її спектр того ж самого пацієнта, отримані через декілька днів за відсутності перешкод.

На верхньому малюнку справа добре видно, що спектр перешкоди значно зрушений управо відносно спектру корисного сигналу. Спектр корисного сигналу і на верхньому і на нижньому малюнку займає смугу приблизно 8 Гц, а спектр перешкоди на верхньому малюнку зосереджений поблизу 15 Гц.

Аби позбавитися від цих перешкод, бажано в процесі експерименту не включати лампи денного світла і проводити експеримент на значній відстані від екрану монітора.

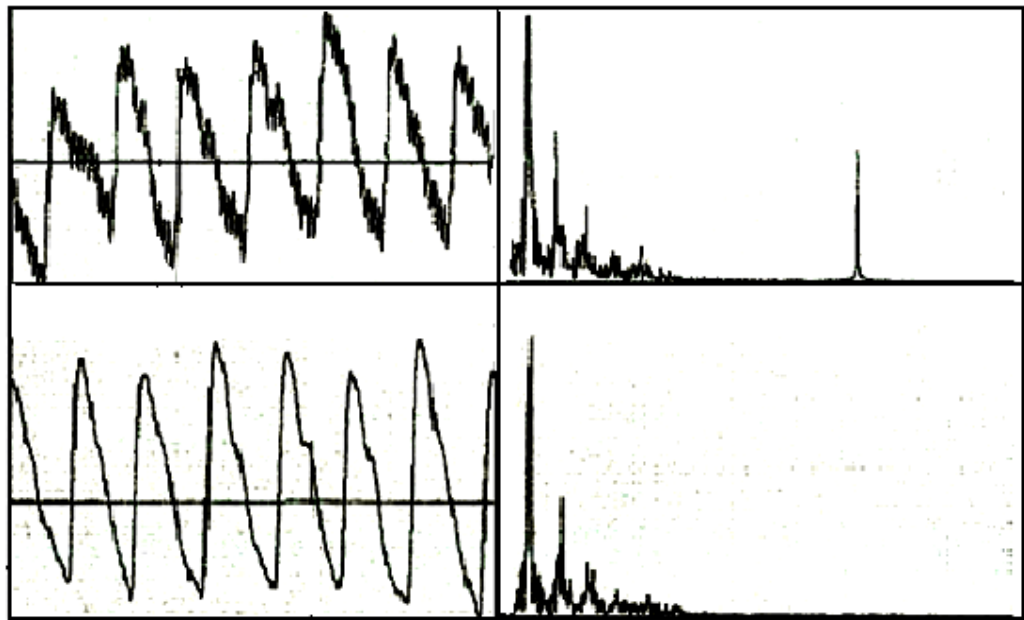


Рисунок 2.8 - Фотоплетизмосигнал і його спектр при наявності перешкод кадрової розгортки монітора (вгорі) і фотоплетизмосигнал і його спектр при відсутності перешкод кадрової розгортки монітора (знизу).

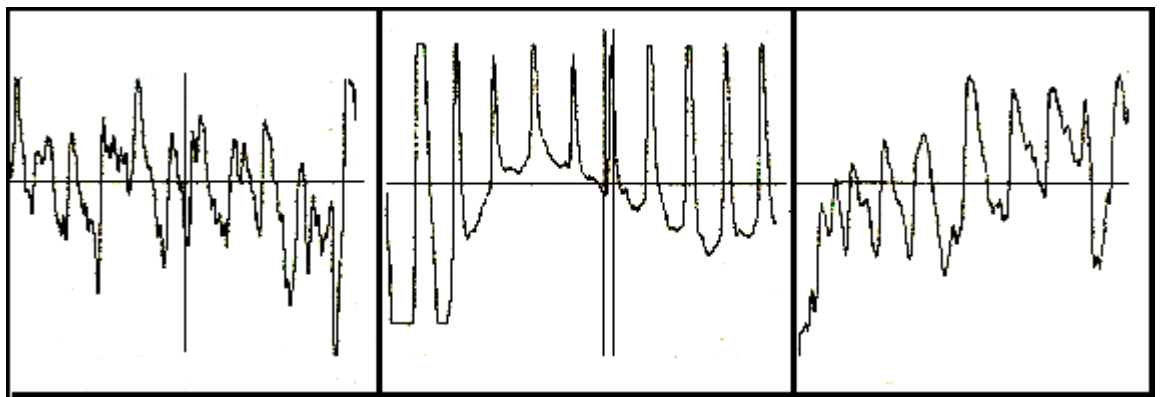


Рисунок 2.9 - Фрагменти фотоплетизмограми з перешкодами третьої категорії

Перешкоди третьої категорії істотно впливають на амплітуду і форму пульсової хвилі. На рис.2.9 показано три фрагменти фотоплетизмограм з перешкодами такого роду.

Такі перешкоди ускладнюють, а деколи і роблять неможливою, сегментацію фотоплетизмограм і вимагають ускладнення алгоритмів сегментації, результати роботи яких представлені на рис. 2.4.

Радикальний спосіб боротьби з ними - відмова від використання параметрів, пов'язаних з інтенсивністю сигналу. Проте інтенсивність сигналу фотоплетизмограми на певних сегментах є важливим інформативним параметром.

2.4 Синтез простору інформативних ознак

Перш ніж приступати до синтезу ознакового простору, визначимо його розмірність. Як показано в розділі 1, розмірність ознакових просторів, використовуваних при оцінці адаптаційного резерву людини, варіюється в широких межах. Переважають одновимірні ознакові простори, в окремих випадках з агрегованою ознакою.

Тому на першому етапі синтезу ознакового простору виявимо всі ознаки, якими може бути описана фотоплетизмограма. Як було встановлено в розділі 2.2, для опису фотоплетизмограми до третьої гармоніки включно можуть бути використані дев'ять інформативних ознак. Важливо, що вісім з них ($X_2 \dots X_9$) не прив'язані до амплітуди сигналу, тобто на них практично не роблять впливу перешкоди, розглянуті в розділі 2.3.

Що ж до інформативної ознаки X_1 , то він пов'язаний з амплітудою пульсової хвилі, отже, значно схильний до перешкод третьої категорії, особливо він чутливий до температури кінцівок. Але відмовлятися від нього не представляється можливим, оскільки це єдина ознака, яка несе інформацію про інтенсивність пульсової хвилі в ознаковому синтезованому просторі в тимчасовій області. Тому його доцільно вимірювати двічі: до функціональної проби і після функціональної проби. Оскільки ці виміри проходять практично одночасно, то це частково дозволяє відбудуватися від перешкод, пов'язаних з температурою кінцівок. Потім з двох вимірних параметрів отримаємо один параметр, незалежний від перешкод третьої категорії. Один з можливих варіантів пропонованого рішення описує наступна формула:

$$Y_1 = \frac{\sum_{i=1}^{10} S_i(t_1) - \sum_{i=1}^{10} S_i(t_2)}{\sum_{i=1}^{10} S_i(t_1)} \quad (2.11)$$

де t_1 - інтервал часу до функціональної проби,

t_2 - інтервал часу після функціональної проби.

Процес фізіотерапії може вважатися функціональною пробою, тому в процесі проведення МЛТ обчислюється параметр, який визначається згідно формули (2.11).

Інформативні ознаки X_2 і X_3 можуть бути включені в простір інформативних ознак без модифікації, тобто $Y_2=X_2$ і $Y_3=X_3$. Ці параметри характеризують міру вираженості другої і третьої гармонік в сигналі. Вони можуть вимірюватися до терапевтичної дії і в процесі його здійснення.

Спектральні характеристики фотоплетизмограми також можна вимірювати до терапевтичної дії і в процесі його здійснення. Але, на відміну від параметрів інтенсивності, для спектральних параметрів МЛТ служить індикатором стану функціональних систем, а не способом настройки від перешкод. Тому інформативні параметри, які визначаються спектральними характеристиками сигналу, необхідно виміряти до МЛТ і в процесі її здійснення. Зміну цих параметрів можна спостерігати на прикладі спектрограм, показаних на рис. 2.10.

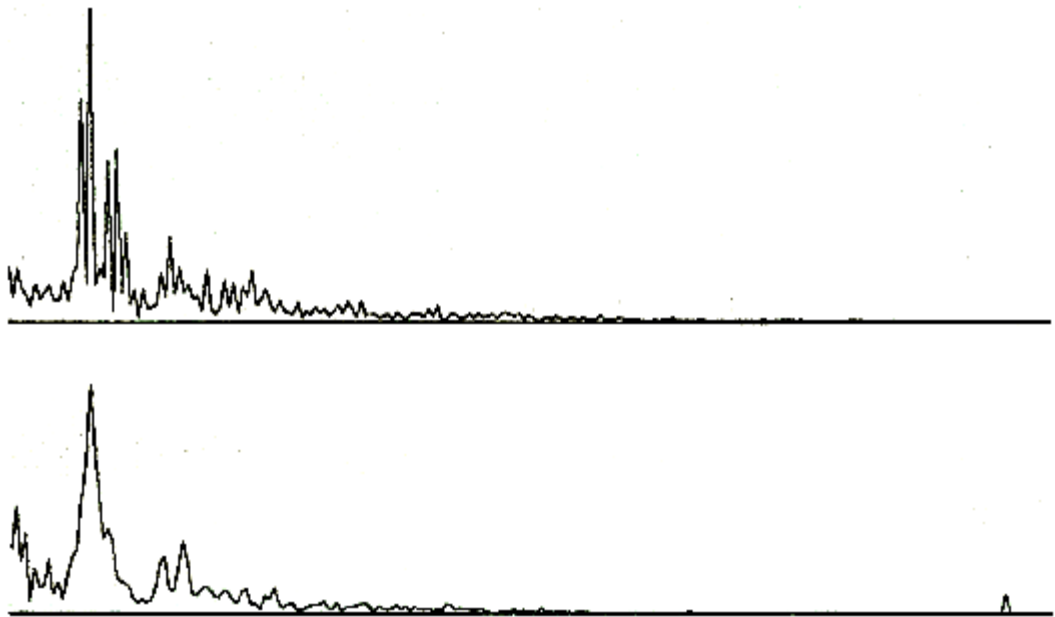


Рисунок 2.10 - Спектр Фур'є фотоплетизмограми до фізіотерапії (вгорі) і після фізіотерапії (знизу)

Рис. 2.10 показує, що реальна картина спектру значно складніша, ніж це представлено на рис. 2.7. У зв'язку з цим зафіксувати однозначно координати ω_{i1}

і ω_{i2} на рівні $0,8|F(\omega)|_{i\max}$ вельми проблематично. Можна змінити рівень на 0,5 або інше число, але це не приведе до однозначності цих координат.

Статистичні дослідження спектрів фотоплетизмограм пацієнтів з різними адаптаційними резервами показали, що при частоті дискретизації фотоплетизмограми 100 Гц ширина гармонік кардіоциклу не перевищує величини десяти відліків. Враховуючи, що спектр був отриманий у вікні 30 с, то на смугу частот 50 Гц, яка займається дискретизованим сигналом фотоплетизмограми, доводиться 1500 відліків. Отже, на десять відліків доводиться смуга частот 0,333 Гц. Тому величини ω_{i1} (див. рис. 2.7) для всіх гармонік кардіоциклу можуть бути прив'язані до частот і визначатися за наступними формулами:

$$\omega_{i1} = \Omega_i - 2\pi \cdot 0,333 / 2; \quad (2.12)$$

$$\omega_{i2} = \Omega_i + 2\pi \cdot 0,333 / 2. \quad (2.13)$$

Координати амплітуди першої гармоніки кардіоциклу визначаємо за величиною $|F(\omega)|_{1\max}$, як це показано стрілками на рис. 2.7. Координати решти гармонік обчислюємо як $\Omega_2=2\Omega_1$, $\Omega_3=3\Omega_1$. Це відразу робить інформативні ознаки X7, X8 і X9 лінійно залежними, тому замість них вводимо одну ознаку $Y7=\Omega_1$.

Четверта, п'ята і шоста інформативні ознаки визначають нормовану площу під кривою спектрограми в інтервалі координати ω_{i1} і ω_{i2} і визначаються за наступними формулами:

$$Y4 = \frac{1}{|F(\omega)|_{1\max}} \sum_{i=\omega11}^{\omega12} |F(\omega_i)|, \quad (2.14)$$

$$Y5 = \frac{1}{|F(\omega)|_{1\max}} \sum_{i=\omega21}^{\omega22} |F(\omega_i)|, \quad (2.15)$$

$$Y6 = \frac{1}{|F(\omega)|_{1\max}} \sum_{i=\omega31}^{\omega32} |F(\omega_i)|, \quad (2.16)$$

де ω_{i1} – нижня границя смуги i -ої гармоніки кардіоциклу, виражена у відліках,
 ω_{i2} – верхня границя смуги i -ої гармоніки кардіоциклу, виражена у відліках,
 $|F(\omega)|_{l_{\max}}$ - i -й відлік амплітудного спектру фотоплетизмограми.

Отримані інформативні ознаки зведені в таблиці. 2.1.

Як видно з табл. 2.1, інформативні ознаки діляться на три категорії (для них виділені індивідуальні стовпці). До першої категорії відносимо ознаки, які отримані по фрагментах фотоплетизмограми, записаних як перед, так і після фізіотерапії. У цю категорію потрапила лише одна ознака (Y1), але їх число при необхідності може бути збільшено як за рахунок ознак другої і третьої категорій, так і за рахунок введення нових ознак. Ця ознака визначається за формулою (2.11).

Таблиця 2.1. Структура ознакового простору, отриманого на основі аналізу пальцевої фотоплетизмограми

Інформативні ознаки, зв'язані з формою хвилі							ЧСС
Комплексні інформативні ознаки	Частотні інформативні ознаки						
Y1	Y2	Y3	Y4	Y4	Y5	Y6	Y7

До другої категорії відносяться інформативні ознаки Y2...Y6, які обчислювались по спектру Фур'є фотоплетизмограми. Інформативні ознаки Y2...Y6 обчислюються за формулами (2.3), (2.4), (2.14-2.16), відповідно.

До третьої категорії відносяться інформативна ознака Y7, яка, по суті, є ЧСС у вікні, який визначається часом аналізу фотоплетизмограми. Інформативна ознака Y7 обчислюється згідно виразу:

$$Y7 = \Omega_1, \quad (2.17)$$

де $|F(\Omega_1)| = \sup |F(\omega_i)|$; $\Omega = 2\pi \cdot F\partial / 2$; $\omega_i \in \{0... \Omega\}$,

$F\partial$ - частота дискретизації фотоплетизмосигналу.

Також відзначимо, що інформативні ознаки Y2, Y3 характеризують розподіл енергії фотоплетизмосигнала між гармоніками кардіоциклу, а інформативні ознаки Y4-Y6 характеризують енергію конкретної гармоніки кардіоциклу. Інформативна ознака Y7 відповідає ЧСС.

2.5 Розробка алгоритму обчислення першої інформативної ознаки

Для обчислення першої інформативної ознаки згідно виразу (2.16) необхідно обчислити S-параметр фотоплетизмограми згідно (2.15), а для цього, у свою чергу, необхідно визначити кодуючі точки фотоплетизмограми, зображені на рис. 2.1.

Схема алгоритму обчислення S-параметрів фотоплетизмограми показана на рис.1 (додаток А).

Відмінною особливістю запропонованого алгоритму є те, що перегляд відліків фотоплетизмограми починається не з першого відліку, а з, так званого, відліку глобального максимуму. Це пов'язано з тим, що глобальний максимум фотоплетизмограми завжди є кодовою точкою В2. У представленій схемі алгоритму цю операцію виконує блок 2. Після визначення координати глобального максимуму знаходяться кодові точки спочатку праворуч від цієї координати, а потім зліва від неї. Це завдання виконує блок 4 схеми алгоритму рис.1 (додаток А).

Схема алгоритму пошуку глобального максимуму представлена на рис.2 (додаток А).

Сутність цього алгоритму можна викласти наступним чином.

Відліки фотоплетизмограми розбивають на двосекундні суміжні сегменти, в кожному з яких шукається мінімальний і максимальний відлік (блоки 1-10 рис.2 додаток А).

Після цього відліки максимумів фотоплетизмограми упорядковують за зменшенням, а відліки мінімумів - за збільшенням (блок 11 рис. 2 додаток А). Потім визначається середнє значення максимумів і середнє значення мінімумів, але не зі всіх отриманих мінімумів і максимумів, а лише першої впорядкованої половини з них (блоки 12-14). Визначення цих середніх необхідно для роботи блоку 3 рис.1 (додаток А), який визначає початкове значення динамічного діапазону, значення якого необхідно знати при пошуку кодової точки, наступної за точкою глобального максимуму.

Враховуючи, що помилка у визначенні координат глобального максимуму недопустима, оскільки приведе до збою в роботі алгоритму в цілому, то окрім математичного очікування максимумів шукається їх середнє квадратичне відхилення і, якщо воно велике, то вирішується питання про необхідність низькочастотної фільтрації вибірки відліків фотоплетизмограми (блоки 15, 16 і 18). Глобальний максимум визначають блоки 19-22.

Не дивлячись на те, що у формулі (2.11) присутні явно лише дві кодуєчі точки (B1 і B5), вочевидь, що для визначення їх координат необхідно обчислювати і координати точки B2. Більш того, при розробці алгоритму пошуку кодуєчих точок ця точка є основною. Точка B2 визначає максимальний підйом анакрати і може бути визначена за допомогою стандартних алгоритмів пошуку локального максимуму. Проте не дивлячись на низькочастотну фільтрацію фотоплетизмосигнала, яка ведеться на апаратному рівні, а також може бути проведена і на цифровому, між точками B1 і B2 і точками B2 і B5 (див. рис. 2.1) можуть бути присутніми додаткові локальні екстремуми, які визначаються як патологією організму, так і пов'язані з функціональними особливостями гемодинаміки.

Відзначимо, що першу кодуєчу точку фотоплетизмограми B2 можна визначити досить легко. Це глобальний максимум фрагмента фотоплетизмограми (за умови хорошої низькочастотної фільтрації).

Координати наступних кодуєчих точок неочевидні. Статистичний аналіз багаточисельних фотоплетизмограм дозволив отримати вирішальні правила, які дозволяють відфільтрувати помилкові координати точок B2.

Правило 1. Наступний відлік точки B2 не перевищує попередній відлік точки B2 більш ніж на 20% на вдиху, і не знижується більш ніж на 20% відносно попереднього відліку точки B2 на видиху.

Правило 2. Відлік точки B5 не перевищує по модулю попередній відлік точки B2 більш ніж на 40% на вдиху, і не знижується по модулю більш ніж на 40% відносно модуля попереднього відліку точки B2 на видиху.

Правило 3. Відлік точки В2 не перевищує по модулю попередній відлік точки В1 більш ніж на 40% на вдиху, і не знижується по модулю більш ніж на 40% відносно модуля попереднього відліку точки В1 на видиху.

З правил 1-3 може бути сформоване суворіше вирішальне правило.

Правило 4. Динамічні діапазони двох суміжних кардіоциклів не повинні відрізнятися більш ніж на 20%.

З правила 4 витікають дві імплікації:

якщо $(B2_a(k) - B1_a(k)) / B2_a(k) < 0,2$ то точка В2 істина, інакше точка В2 хибна;

якщо $(B2_a(k) - B5_a(k)) / B2_a(k) < 0,2$ то точка В2 істина, інакше точка В2 хибна;

де k - номер кардіоциклу.

Статистичний аналіз фотоплетизмограм сформував правила селекції тимчасової області.

Правило 5. Точка В1 не може знаходитись від найближчої точки В2 (по анакроті) на відстані меншій, ніж на $0,05f_{\text{дискр.}}$ відліків.

Правило 6. Точка В2 не може знаходитись від найближчої точки В5 (по катакроті) на відстані меншій, ніж на $0,2f_{\text{дискр.}}$ відліків.

Враховуючи ці правила, був запропонований алгоритм селекції кодових точок фотоплетизмограми, схема якого показана на рис.3 (додаток А).

Схема даного алгоритму може бути представлена у вигляді трьох збільшених блоків: 1) блоку пошуку кодових точок праворуч від точки глобального максимуму на схемі (рис.3 додаток А) це блоки 6-51, 2) блоку пошуку кодових точок зліва від глобального максимуму на схемі (рис. 3 додаток А) це точки 52-97 і 3) блоку перерахунку координат кодових точок - блоку інтеграції «лівих» і «правих» кодових точок на схемі (рис. 3 додаток А) це блоки 98-101. Збільшена схема алгоритму пошуку кодових точок праворуч від глобального максимуму показана на рис.4 (додаток А). Схема включає два блоки ідентифікації кодових точок: блок 3 - блок ідентифікації кодової точки В5 (В1), і блок 5 - блок ідентифікації кодових точок В2. Точкою - претендентом на кодову точку є будь-

яка точка, в якій перша різниця фотоплетизмограми змінює свій знак блок 2 (рис.3 додаток А).

Збільшена схема алгоритму ідентифікації кодової точки В5 показана на рис.5 (додаток А).

Кожна точка - претендент на кодову - проходить три рівні верифікації. На першому рівні проводиться тест на динамічний діапазон блок 1(рис.4 додаток А). У разі успішності цього тесту В5 ідентифікується.

Проте, якщо результат тесту негативний - це не означає, що точка - претендент не є кодовою. Тому в блоці 3 (рис. 5 додаток А) записується попередження про можливість помилкової анакроти і забезпечується повернення, у разі потреби, на істинну катакроту. Після цього перевіряється, чи було попередження про можливість помилкової катакроти. Якщо попередження не було, то кодова точка В5 ідентифікується, але є можливість при подальших невдалих спробах ідентифікації кодової точки В2 повернутися на «вихідні позиції» і анулювати цей результат ідентифікації. Якщо було попередження про можливість помилкової катакроти, то включається третій рівень верифікації - тимчасова селекція блок 5 (рис. 5 додаток А) При успішній верифікації на третьому рівні кодова точка ідентифікується, інакше анулюється ідентифікація попередньої кодової точки і далі ведеться пошук точки В2 (повернення на анакроту), який забезпечує блок 8 (рис. 5 додаток А).

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

В результаті аналізу фотоплетизмографічного сигналу встановлено, що при видобуванні з нього інформативних ознак доцільно використовувати структурні методи аналізу як в тимчасовій, так і в частотній областях.

Для аналізу фотоплетизмосигнала в тимчасовій області вибрано кодування фотоплетизмограми п'ятьма точками. На основі такого кодування введений інформативний параметр S , який визначається площею під кривою фотоплетизмограми.

На основі статистичних досліджень фотоплетизмосигналів і їх спектрів вибрана апертура спостереження фотоплетизмосигналів і частота їх дискретизації.

Інформативні ознаки необхідно видобувати як з тимчасових параметрів, так і із спектральних параметрів фотоплетизмосигнала.

Для побудови, в майбутньому, автоматизованої системи оцінки адаптаційних резервів людини запропонований ознаковий простір, що містить сім інформативних ознак, які розділені на три категорії.

До першої категорії відносимо ознаки, які отримані по фрагментах фотоплетизмограми, записаних як перед, так і після фізіотерапії. У цю категорію потрапила всього лише одна ознака (Y_1), але їх число при необхідності може бути збільшено як за рахунок ознак другої і третьої категорій, так і за рахунок введення нових ознак. Ця ознака визначається за формулою (2.11).

До другої категорії відносяться інформативні ознаки Y_2 - Y_6 , які обчислюються по спектру Фур'є фотоплетизмограми. Інформативні ознаки Y_2 - Y_6 обчислюються за формулами (2.3), (2.4), (2.14-2.16), відповідно.

До третьої категорії відносяться інформативна ознака Y_7 , яка, по суті, є ЧСС у вікні, який визначається часом аналізу фотоплетизмограми.

Розроблений алгоритм обчислення S -параметра фотоплетизмограми, що дозволяє визначити одну з інформативних ознак в ознаковому просторі для визначення адаптаційних резервів людини, заснований на сегментації фотоплетизмограм на кардіоінтервалі.

Розроблений алгоритм пошуку кодових точок фотоплетизмограми, що здійснює сегментацію фотоплетизмограми на кардіоінтервалі, який відрізняється тим, що базовою точкою є точка глобального максимуму відліків фотоплетизмограми, а для верифікації кодових точок використовуються три ступені, перша з яких заснована на порівнянні динамічних діапазонів суміжних кардіоциклів, друга - на ретроспективному аналізі попередніх знайдених кодових точок, і третя - на тимчасовій селекції отриманих кардіоінтервалів.

РОЗДІЛ 3. МЕТОДИКА РОБОТИ КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ ЧУТЛИВОСТІ

3.1. Алгоритм роботи із програмними модулями для ФПГ UtasOxi 200

Головним завданням даної роботи було підвищення ефективності визначення рівня магнітолазерної чутливості шляхом аналізу показників фотоплетизмограми. Вплив магнітолазерним випромінюванням на пацієнта здійснювався апаратом МІТ-11, показники фотоплетизмограми були зафіксовані за допомогою приладу UtasOxi 200 [44]. Установка, на якій проводилися досліди, зображена на рис.3.1.



Рисунок 3.1 –Загальний вигляд діагностичного комплексу [44]

Робота з вимірюваннями

Програма дозволяє працювати у режимах запису та обробки вимірювань плетизмограми, оксигенації та пульсу. У першому режимі існує можливість проводити вимірювання за допомогою пульсоксиметра, з'єданого з персональним комп'ютером. У другому – завантажувати попередньо збережені вимірювання та їх фрагменти, створювати нові та видаляти існуючі фрагменти,

відправляти поточні результати електронною поштою, а також проводити кореляційний аналіз.

Головне меню та панель програми

Головне меню програми складається з підменю: «Выход», «Пациент», «Карточка», «Сохранить», «Просмотр» та «Настройки». Зовнішній вигляд головного меню та головної панелі зображено на рис. 3.2.

У головному меню та на головній панелі користувачу доступні наступні команди:

- «Выход» – вихід з програми;
- «Пациент» – дозволяє обрати поточного пацієнта зі списку існуючих пацієнтів;
- «Карточка» – виводить діалог перегляду та редагування особистої інформації поточного пацієнта;
- «Сохранить» – дозволяє зберегти поточні вимірювання;
- «Просмотр» – дозволяє завантажити існуючі вимірювання із бази;
- «Настройки» – виводить діалог перегляду та редагування опцій програми;
- «About» – виводить довідку програми [44].



Рисунок 3.2 - Зовнішній вигляд головного меню [44]

Блок графічного відображення вимірювань

Цей блок складається з трьох частин (рис. 3.2). У частині I виводиться графічне відображення плетизмограми, у частині II – поточне значення оксигенації (SpO_2) у відсотках та її графічне відображення, у частині III – поточне значення пульсу в ударах за хвилину та його графічне відображення. Існує можливість зберегти графічне відображення кожної частини у вигляді рисунку (рисунок повністю повторює зображення, яке бачить користувач у вікні програми).

Можна змінювати розмір II та III частин за допомогою пересувної границі між ними (для цього її необхідно «зажати» та «пересувати» мишкою в положення вгору або вниз) [44].

Робота з пацієнтами

Програма дозволяє реєструвати нових пацієнтів, переглядати та редагувати картки існуючих пацієнтів та видаляти їх з бази.

Для реєстрації нового пацієнта необхідно у головному меню (на головній панелі) обрати пункт меню «*Пациент→Новый*» та заповнити його картку.

Під час збереження картки, пацієнту присвоюється унікальний номер, під яким він розміщується у базі програми. Обов'язковими при збереженні є наступні поля: «Імя», «Отчество», «Фамилия», «Дата рождения» та «Пол».

Завантаження попередніх результатів вимірювань

Для завантаження попередніх результатів вимірювань необхідно у головному меню (на головній панелі) обрати пункт меню «*Измерения→Загрузить*».

Після чого користувачу потрібно вказати шлях до бази даних, обрати папку з номером пацієнта та завантажити потрібні вимірювання:

Далі з'являється вікно «просмотр кривых», де можливо за допомогою меню підсилювати отриманий сигнал та корегувати розгортку. Також з цього меню відбувається друк отриманих даних.

Також є можливість перегляду трендів, де графічно на дисплеї зображується діаграма отриманих значень. Є можливість переключатись між діаграмами ЧСС та SpO_2 . Для зручності встановлюється маркер, який показує оптимальний рівень

значень порогів. Отримані діаграми, також можливо вивести на друк або експортувати в текстовий файл [44].

3.2 Опис проведення експерименту

В якості експериментального обладнання було обрано апарат для магнітолазерної терапії «МІТ-11» та пульсоксиметр UtasOxi 200 (рис. 3.1).

Дослід проводився наступним чином: пацієнт розміщувався у зручному для нього положенні і в стані спокою знімалися показники фотоплетизмографа. Потім короткочасно впливали магнітолазерним опроміненням на БАТ меридіану серця (С9 «Шао-чун» -знаходиться на променевій стороні мізинця, приблизно на 0,1 цуня від кута нігтя) і знімалися показники фотоплетизмографа. Знімання показників проводилося також в процесі та після завершення процедури.

Сутність експерименту зводиться до того, щоб зняти показники фотоплетизмосигналу до, під час та після проведення процедури.

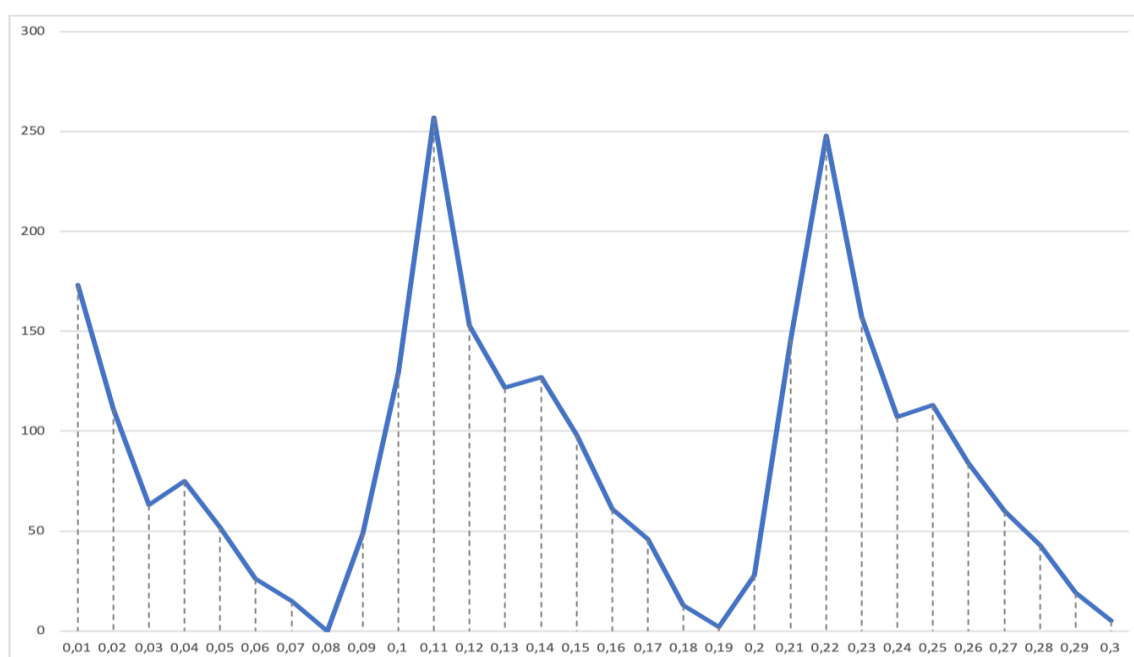


Рис. 3.3 – Показники фотоплетизмограми в стані спокою

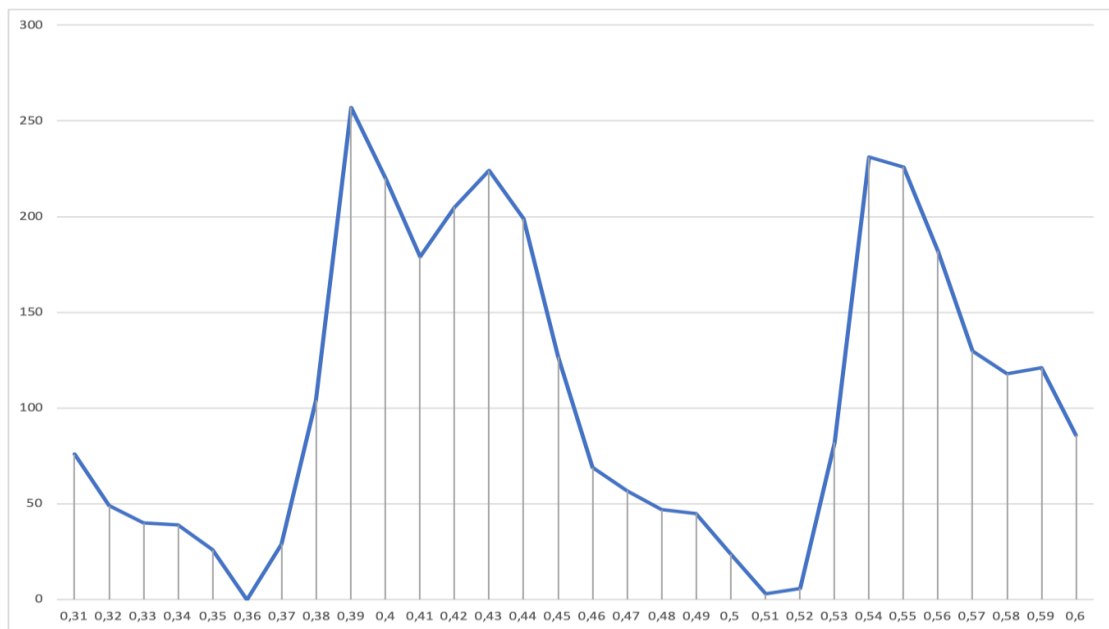


Рис. 3.4 – Показники фотоплетизмограми під час процедури

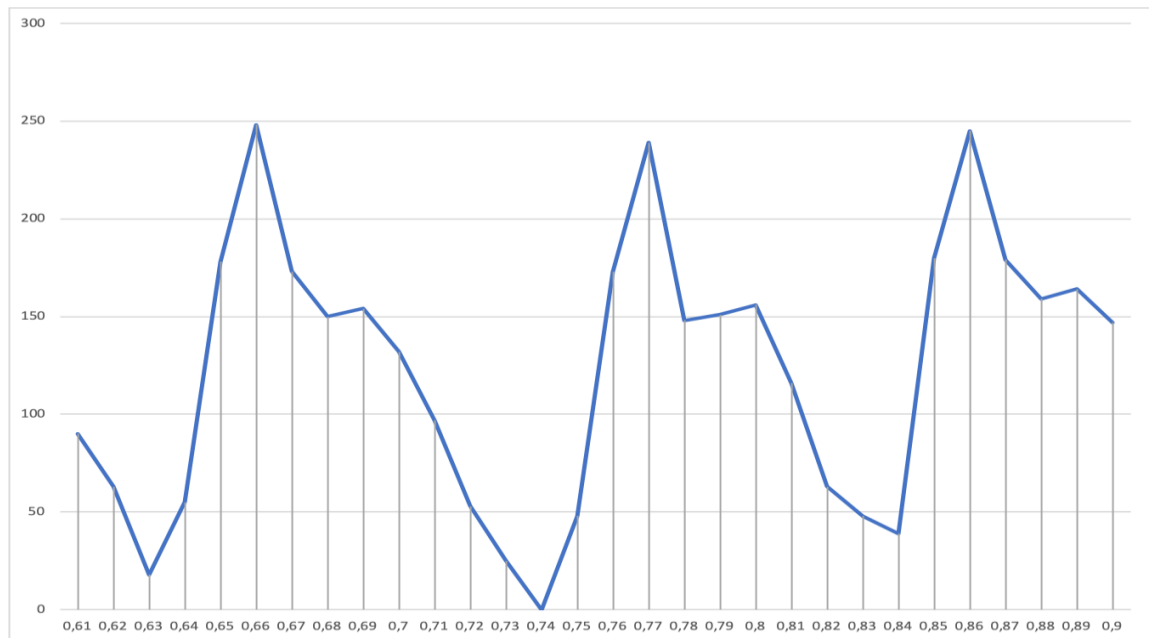


Рис. 3.5 – Показники фотоплетизмограми після процедури

У кожної людини час повернення інцизури в початковий стан індивідуальний. Цей показник є ключовим при визначенні магнітолазерної чутливості організму людини.

3.3 Розрахунок магнітолазерної чутливості

Для розрахунку магнітолазерної чутливості спочатку беремо дані отримані до проведення процедури. Розрахуємо значення площі за кодовими точками, використовуючи рівняння (3.1)

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{f(a) + f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(t_i) \right) \cdot h, \quad (3.1)$$

де $f_1(t) = 0$, t згідно даним дорівнює 0,08; $f_2(t) = 2$, при $t = 0,19$.

$$\int_a^b f(t) dt = \left(\frac{0 + 2}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (49 + 129 + 257 + 153 + 122 + 127 + 98 + 61 + 46 + 13) \right) \cdot 0,009167 = 87,049$$

За розрахунками отримуємо площу одного кардіоциклу 87,049.

Далі розрахуємо площу кардіоциклу під час процедури, де $f_1(t) = 0$ при $t = 0,36$,

а $f_2(t) = 3$, при $t = 0,51$:

$$\int_a^b f(t) dt = \left(\frac{0 + 3}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (29 + 104 + 257 + 220 + 179 + 205 + 224 + 199 + 127 + 69 + 57 + 47 + 45 + 24) \right) \cdot 0,009375 = 200,939$$

Площа кардіосигналу під час процедури збільшилась і дорівнює 200,939.

Розрахунки для даних після процедури, де $f_1(t) = 18$ при $t = 0,63$, а $f_2(t) = 0$, при $t = 0,74$:

$$\int_a^b f(t) dt = \left(\frac{18 + 0}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (55 + 178 + 248 + 173 + 150 + 154 + 132 + 97 + 53 + 25) \right) \cdot 0,009166 = 104,437$$

Площа кардіосигналу після процедури дорівнює 104,437. Порівнюючи площу до і після процедури бачимо, що організм потребує більше ніж 30 секунд щоб відновитися повністю. Це вказує на напруження механізмів адаптації.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

У розділі були приведені загальні принципи роботи із програмним забезпеченням UtasOxi 200. Визначені можливості базових налаштувань діагностичних модулів.

За допомогою програмного забезпечення UtasOxi 200 були зняті значення фотоплетизмограми та в подальшому розраховані по представленому роботі методу. У результаті отриманих даних було виявлено чітку залежність. Виявлено, що під час процедури (рис. 3.4) площа кардіоциклу на фотоплетизмограмі змінюється, а саме, збільшується висота інцизури, а після закінчення процедур величина інцизури через деякий час повертається в початковий стан (рис. 3.3). За отриманими результатами пацієнт, що обстежувався має напружені механізми адаптації організму.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «КЕРУВАННЯ МАГНІТНО-ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ»

4.1 Опис ідеї проекту

Розглянувши в попередніх розділах вплив магнітно-лазерної терапії (МЛТ) на організм людини в цьому розділі буде проведено аналіз стартап проекту за методом керування такої терапії з вихідними даними.

Ідея проекту полягає в покращенні результатів МЛТ, уточнення наведено в табл. 4.1

У таблиці 4.1 зображено зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
При використанні приладу для магнітно-лазерної терапії та фотоплетизмографа як системи ми можемо отримувати вихідні дані від організму, що дозволить визначати індивідуальне дозування. Це допоможе уникнути негативних наслідків передозування або відсутності терапевтичного ефекту від терапії.	1. В професійних закладах (Клініки, лікарні тощо)	Точність, варіабельна ціна
	2. В приватних установах	Точність, варіабельна ціна

Отже, пропонується новий спосіб зняття показань з пацієнта при впливі на нього магнітно-лазерної терапії. Це дозволяє контролювати отримані дози випромінювання. Так як кожен пацієнт вимагає індивідуального підходу, даний метод дозволить уникнути негативного впливу, що в свою чергу підвищить якість терапії.

Далі проводимо аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів:

- визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводимо

збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

– проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Метод прогнозування ефекту ЛТ, що полягає у визначенні деформованості еритроцитів in vitro	Метод прогнозування ефективності ЛТ шляхом реєстрації термінової відповіді організму на однократне опромінення	Тест Люшера			
1.	Наявність вихідної інформації від пацієнта	Через дані фотоплетизмографа	Через дослідження еритроцитів	Через дослідження слини	Через реакцію хворого на пред'явлення гамми з чотирьох основних кольорів			+
2.	Неінвазивність зняття вихідної інформації	Неінвазивний метод		Неінвазивний метод	Неінвазивний метод		+	
3.	Інвазивність зняття вихідної інформації	-	Інвазивний метод	-	-	+		
4.	Швидкість обробки інформації (1-5)	4	2	3	3			+
5.	Можливість зняття параметрів у процесі процедури	Можливо	Не можливо	Не можливо	Не можливо			+

6.	Технічна складність реєстрації вибраного параметра	Не має	Існує	Не має	Не має	+		
7.	Результативність процедури	Дозволяє визначити чітку дозу індивідуального опромінення	Через незначні зміни еритроцита в ході процедури, не можемо отримати чіткий результат	Дає більш чітку інформацію про чутливість організму пацієнта на опромінення	Існує можливість раннього прогнозування фізіологічних порушень при соматичній патології			+

На основі представленої вище таблиці бачимо, що є декілька методів керування магніто-лазерною терапією. Всі вони мають свої відмінності. Єдиним великим недоліком всіх проектів-конкурентів є те що вони являються методами прогнозування, що не дозволяє їм корегувати дози випромінювання у процесі процедури. А це в свою чергу уповільнює отримання позитивного результату від терапії.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз складових які вказані в таблиці 4.3.

Для реалізації запропонованого методу потребуються прилад для магнітно-лазерної терапії та фотоплетизмограф.

Прилади для МЛТ дозволяють впливати на зону лікування лазерним та магнітним випромінюванням. Лазерне випромінювання надає терапевтичний ефект, а магнітне збільшує його глибину.

Фотоплетизмограф, в свою чергу, дозволяє вимірювати кровонаповнення судин та органів за допомогою використання джерела інфрачервоного світла та фоторезистора чи фототранзистора.

Перераховані вище прилади не впливають на роботу один одного, тому їх використання як комплексу лише підвищить якість процедури. Завдяки використанню фотоплетизмографа під час процедури маємо вихідні дані від пацієнта, отримані у реальному часі.

Прилади, що потребуються методом, наявні на ринку у виконанні різних виробників. Вони відрізняються між собою якістю та ціною.

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Дія приладу для МЛТ в комплексі з фотоплетизмограмою	Використання двох приладів, як системи	Технологія наявна	Технологія доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Використання двох приладів, як системи				

Проаналізувавши таблицю можна зробити висновок що наш проект може легко реалізуватися, так як використовувані в проекті прилади наявні на ринку та доступні до закупівлі та використання. Різноманіття запропонованих виробниками приладів дає можливість закупівлі комплексу для споживачів з різними фінансовими можливостями.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап проекту

Визначимо ринкові можливості, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози, які можуть перешкодити його реалізації.

Спочатку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміку розвитку ринку (таблиця 4.4).

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	4
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	556 885,6 тис. грн.
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Обмежень не має
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Не потребує
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	67-73%

Кількість головних гравців визначаються за кількістю відомих методів - конкурентів. Загальний обсяг продажу взято з сайту Державної служби

статистики України у галузі реалізованої продукції в медицині. Через збільшення кількості населення зростає і потреба на якісні послуги терапії. Виходячи з вищесказаного, динаміка ринку зростає. Щодо специфічних вимог до стандартизації та специфікації, то наша ідея цього не потребує через те, що прилади використовувані у системі вже сертифіковані та стандартизовані. Середня норма рентабельності в галузі становить 67-73%. Аналізуючи дані, робимо висновок, що ринок, за його попереднім оцінюванням, є привабливим для входження.

Надалі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та сформуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Якісна МЛТ	Приватні клініки, державні лікарські структури, центри реабілітації	Приватні клініки та реабілітаційні центри мають краще фінансування для утримання та обслуговування дорожчого обладнання ніж державні мед. підприємства	Отримання якісної магніто-лазерної терапії. У випадку державних мед. установ підключається фактор низької ціни

Аналізуючи дану таблицю можна зробити висновок, що потенційними клієнтами можуть бути будь-які медичні установи, що надають послуги магнітно-лазерної терапії. Прилади, які використовуються у нашому проєкті наявні у різному діапазоні цін і це дозволяє охопити клієнтів з різним рівнем фінансування.

При застосуванні даної технології існують певні загрози. (таблиця 4.6). Всі загрози можна розподілити на очікувані і не очікувані. До очікуваних, тобто таких, які залежать від правильності ведення справи належать: відсутність

фінансування та економічний фактори загроз. Всі інші фактори є не очікуваними. В таблиці фактори загроз розташовані в порядку значущості (зверху – вниз).

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Відсутність фінансування	Відсутність фінансів на закупівлю і обслуговування одразу обох приладів	Формування цінової пропозиції з урахуванням наявного фінансування, пошук лізингу
2.	Політичний	Зміна законодавства, заборонна використання певних брендів	Пошук альтернатив
3.	Економічний	Різка зміна курсу гривні може привести до зменшення попиту, особливо з боку малих фірм.	Гнучка політика кредитів

З даних таблиці робимо висновок, що всі фактори загроз мають економічні шляхи вирішення. Маючи варіанти вирішення факторів загроз, ідея проекту може впевнено розвиватись.

Але поряд із колом загроз існують і певні можливості (таблиця 4.7).

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Зростання попиту	Використання приладів для МЛТ тільки у супроводі фотоплетизмографа	Зменшення ціни на купівлю комплексу приладів
2.	Політичний	Підписання вигідних контрактів з країнами виробниками	Можливість залучення іноземних фахівців
3.	Економічний	Сприятливі умови ведення бізнесу, стабілізація національної валюти	Залучення іноземних інвестицій, стабілізація ціни комплексу

При зростанні попиту на використання запропонованого методу є можливість зменшення ціни на закупівлю комплексу приладів у виробників, що в свою чергу дасть можливість збільшити розмір ринку реалізації.

Для більш детального вивчення конкуренції на ринку розглянемо особливості конкурентного середовища (таблиця 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Чиста конкуренція	Рівні умови при започаткуванні нового методу	Розповсюдження ідеї серед клієнтів, отримання підтримки
2. Національний рівень боротьби	Запропонований метод адаптований до потреб певної країни	Демонстрація роботи методу на медичних форумах, в медичних установах
3. Внутрішньогалузева ознака	Конкуренція з методами прогнозування МЛТ	Не має впливу на діяльність
4. Товарно-родова конкуренція за видами товарів	Наявність на ринку методів-аналогів	Випуск метода на ринок з покращеними показниками результативності
5. Нецінова конкурентна перевага	Розвиток методів -аналогів	Вдосконалення методу
6. Не марочна	Метод не використовує конкретного бренду виробника	Не має впливу на діяльність

Проаналізувавши конкуренцію на ринку, бачимо, що запропонована ідея не має великого кола конкурентів, тож на шляху її впровадження не матимемо зіткнень. З таблиці 4.8 можна зробити висновок, що конкуренти з'являються тільки при умові розвитку методів прогнозування. За особливістю конкурентного середовища маємо внутрішньогалузеву ознаку. Це пов'язано з тим, що запропонований метод може використовуватись тільки в галузі медицини.

Після аналізу конкуренції проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі.

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	<i>Навести перелік прямих конкурентів</i>	<i>Визначити бар'єри входження в ринок</i>	<i>Визначити фактори сили постачальників</i>	<i>Визначити фактори сили споживачів</i>	<i>Фактори загроз з боку замінників</i>
Висновки:	Відсутні	Входження на ринок можливий без бар'єрів	Постачальники не диктують умови роботи на ринку	Контроль якості МЛТ	Модернізація методів прогнозування якості терапії

Аналізуючи конкуренцію у галузі можна зробити висновок, що запропонований метод не має прямих конкурентів. Тільки за умови, що методи прогнозування будуть модернізовані і з'являться методи-конкуренти. Постачальники не диктують умови ринку через те, що метод дозволяє використовувати обладнання від будь-якого виробника (за бажанням клієнта). Тому, ми не маємо бар'єрів для входження на ринок.

Після всіх аналізів визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Наявність патентів та велика кількість постачальників доступні всім методам-конкурентам, тому значущими факторами конкурентоспроможності є функціональність, висока якість та ціна.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Наявність патентів	Патенти на використовувані прилади наявні
2	Функціональність	Вдосконалений підхід до терапії
3	Велика кількість постачальників	В залежності від бажання клієнта можна обрати будь-якого постачальника
4	Висока якість	Метод гарантує високу якість терапії незалежно від постачальника виробу
5	Ціна	Варіабельність ціни в залежності від становища клієнта

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін методу керування магнітно-лазерної терапії на основі фотоплетизмограми

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з методом керування магнітно-лазерною терапією						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Наявність патентів	16							+
2	Функціональність	18					+		
3	Велика кількість постачальників	15						+	
4	Висока точність	17						+	
5	Ціна	16					+		

З таблиць 4.10 та 4.11 бачимо, що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають великий позитивний внесок при впровадженні нового методу керування магнітно-лазерної терапії. Основною перевагою та головним досягненням є висока якість результативності методу.

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: <ul style="list-style-type: none"> - Наявність вихідної інформації - Неінвазивність зняття вихідної інформації - Швидка обробка інформації - Можливість зняття у процесі процедури - Велика результативність процедури 	Слабкі сторони: <ul style="list-style-type: none"> - Наявність обох приладів для проведення процедури
Можливості: <ol style="list-style-type: none"> 1. Використання приладів для МЛТ тільки у супроводі фотоплетизмографа 2. Підписання вигідних контрактів з країнами виробниками 3. Сприятливі умови ведення бізнесу, стабілізація національної валюти 	Загрози: <ol style="list-style-type: none"> 1. Відсутність фінансів на закупівлю одразу обох приладів 2. Різка зміна курсу гривні може привести до зменшення попиту, особливо з боку малих фірм. 3. Зміна законодавства, заборонна використання певних брендів

Дослідження SWOT-аналізу показало сильні та слабкі сторони ідеї, а також можливості та загрози для її розвитку на ринку. За даними таблиці бачимо, що ідея має більше сильних сторін, ніж слабких. Це дозволить методу швидко реалізуватись. Щодо можливостей і загроз, то при побудові правильної стратегії розвитку загроз можна уникнути з мінімальними втратами або ж і зовсім без них.

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкового впровадження стартапу.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Організація презентацій та workshop для наглядного представлення роботи методу	Висока	3-6 місяців
2	Представлення методу на медичних конференціях	Середня	1-2 роки
3	Демонстрація методу окремому медичному закладу по черзі	Середня	2-4 роки

З зазначених альтернатив обираємо стратегію організації презентацій для наглядного представлення роботи методу, задля найшвидшого входження на ринок.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Приватні клініки	Висока	Висока	Низька	Висока
2	Реабілітаційні центри			Низька	Середня
3	Державні медичні заклади			Середня	Середня
Які цільові групи обрано: в ході аналізу було обрано всі цільові групи потенційних клієнтів, через їх потребу в якісній МЛТ.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів ми обрали всі цільові групи. Але, в першу чергу нас цікавлять приватні клініки, так як інтенсивність конкуренції у межах цієї цільової групи низька і має високу простоту входу у сегмент. Реабілітаційні центри мають середню простоту входу на ринок через те, що деякі з них є державними і не мають потрібного фінансування. Щодо державних медичних закладів, то у цьому сегменті ми маємо середню інтенсивність конкуренції, через дешевизну методів прогнозування МЛТ. Середній рівень простоти входу обґрунтовується наявністю конкурентів та неналежним рівнем фінансування даного сегменту.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку.

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Організація презентацій та workshop для наглядного представлення роботи методу	Диференційований маркетинг	Якісні послуги магнітно-лазерної терапії	Стратегія диференціації

Обрана стратегія диференційованого маркетингу дозволяє охопити всі представлені вище сегменти ринку і розробити для кожного з них окремий комплекс маркетингу. Обрана альтернатива розвитку проекту дозволить ідеї набути широко масштабу, тобто охопити всі обрані цільові групи споживачів за рахунок фінансової гнучкості. Ключовою конкурентоспроможною позицією є надання якісної послуги магнітно-лазерної терапії.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Так	розрахована на захоплення споживачів конкурентів та здобуття нових	Ні	Домінуюча стратегія конкурентної поведінки

З урахуванням, що ідея є першопрохідцем на ринку вона не копіює характеристики конкурентів. На основі цього була обрана домінуюча стратегія конкурентної поведінки. Дана стратегія розрахована на утримання усього ринку, в тому числі і отримання ринку споживачів конкурентів.

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника і продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Отримання результатів в наслідок якісної магнітно-лазерної терапії	Стратегія диференціації	Якісні послуги магнітно-лазерної терапії	Ціна, функціональність і якість

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо ринкової поведінки компанії, вона визначає в якому напрямі буде працювати компанія на ринку.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Під час розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. У таблиці 4.18 підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує ідея	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
	Якісна МЛТ	Підвищення результативності процедури	Можливість зняття параметрів у процесі процедури

При визначенні ключових переваг концепції товару маємо потребу в якісній МЛТ зі сторони споживачів та задовільнену вигоду, яку пропонує ідея. Ключовими перевагами перед конкурентами є можливість зняття параметрів під час процедури. Це підвищує якість процесу та скорочує час терапії.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Підвищення якості МЛТ на основі аналізу параметрів фотоплетизмограми		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристик и	М- матеріальна / Нм- не матеріальна	Вр-виробнича/ Тх- технічна/ Е-економічна/ Ор-організаційна
	1. Наявність вихідної інформації від пацієнта	М	Тх
	2. Швидкість обробки інформації	Нм	Тх
	3. Можливість зняття параметрів у процесі процедури	М	Тх
	4. Результативність процедури	Нм	Тх
	5. Відсутність специфічних вимог до стандартизації та сертифікації	Нм	Ор, Вр, Е
	6. Наявність патентів	М	Ор, Вр, Е

	7. Велика кількість постачальників	М	Ор, Вр, Е
	Якість: представлена проведенням тестів		
	Пакування: не потребує		
	Марка: Метод керування магнітно-лазерною терапією		
ІІІ. Товар із підкріпленням	До продажу не потребує догарантійного обслуговування		
	Після продажу не потребує післягарантійного обслуговування		
Ідея буде захищена від копіювання за рахунок захисту ідеї проекту (на основі законодавчої бази про інтелектуальну власність).			

За задумом ідея орієнтована на підвищення якості магнітно-лазерної терапії на основі аналізу параметрів фотоплетизмограми. У реальному виконанні метод має всі властивості і технічні характеристики, що потребуються задумом. Так як ідея проекту являється розробкою методу вона не потребує пакування, марки, догарантійного та післягарантійного обслуговування. Захист від копіювання забезпечено згідно з частиною 2 статті 54 Конституції України з питань інтелектуальної власності.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.20).

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на методи-замінники	Рівень цін на методи-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	методи-замінники відсутні	Від 150 грн	89,4 млн грн	±27000 грн. – ±105000 грн.

При формуванні ціни на запропонований метод використовуємо метод основних витрат, який ґрунтується на підрахунку фактичних затратах у процесі розробки проекту. Для встановлення нижньої та верхньої межі цін оберемо найдешевші та найдорожчі варіанти приладів (для МЛТ та фотоплетизмограф) та просумуємо їх ціни, як комплекс (ціна комп'ютера не входить у ціну методу).

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Приватні клініки – не мають специфіки. Для державних лікувальних установ – розпорядження по бюджету.	Стимулювання збуту, формування попиту	Трирівневий канал збуту	Селективна система збуту

Приватні клініки здійснюють закупівлі за потребою, тому не мають специфічної закупівельної поведінки. Щодо державних лікувальних установ, їх специфіка полягає у тому що вони мають обмежений фінансовий бюджет на рік. Використовуючи селективну систему та трирівневий канал збуту проект має більш широкую область розповсюдження через можливість наявності організацій-партнерів. Запропонований метод дає можливість будь-яким виробникам використаних приладів підвищити попит на свою продукцію за рахунок збільшення функціональності приладів, як системи.

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Потребують практичного підтвердження якості представленого методу	Медичні конференції, форуми; наукові видання брошур, журналів; Сайти медичного спрямування	Медичні конференції, форуми	Переконання споживачів в доцільності використання запропонованого методу	Розширення можливостей вже існуючих приладів

Враховуючи галузь застосування виникає обов'язкова потреба у підтвердженні результативності та безпечності запропонованого методу. Тому із всіх можливих каналів комунікації цільових клієнтів було обрано лише медичні конференції та форуми, на яких можлива демонстрація процедури та надання повної інформації щодо методу.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 5

Узагальнюючи проведений аналіз стартап проекту можна зробити висновок, що запропонований метод керування магнітнолазерною терапією за аналізом параметрів фотоплетизмограми має середню норму рентабельності 67-73% та зростаючу динаміку ринку. Так як метод побудований на використанні вже існуючих приладах, він не потребує розробки нової технології та її реалізації.

На даний момент на ринку присутні лише методи прогнозування МЛТ, які не являються прямими конкурентами представленого проекту. Поява на ринку останніх може здійснитися лише за умови модернізації методів-аналогів.

Запропонована ідея конкурентноспроможна через ряд властивостей: не потребує патентування нових приладів; має можливість використання на основі приладів будь-якого виробника, а як наслідок має варіанти ціноформування, в залежності від фінансового положення споживача; має більшу результативність терапії порівняно з методами-аналогами.

Обрана альтернатива ринкової поведінки дозволяє з високою ймовірністю отримання ресурсів реалізувати проект в найкоротші строки. Стратегія диференційованого маркетингу дозволяє охопити всі цільові групи потенційних клієнтів, що представляють інтерес, розробляючи окремий комплекс маркетингу для кожної. Ключовою конкурентоспроможною позицією є надання якісної послуги магнітно-лазерної терапії.

Метод магнітно-лазерної терапії на основі аналізу параметрів фотоплетизмограми є першопрохідцем у галузі медицини, тому було обрано домінуючу стратегію конкурентної поведінки, яка розрахована на отримання всього ринку.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Лазерна терапія [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://allref.com.ua/uk/skachaty/Lazernaya_terapiya.
2. А.с. 1584906 СССР, МКИ В5/05. Устройство для оценки показателей, характеризующих состояние различных физиологических систем организма [Текст] / БИ № 30, 1990.
3. Андриющенко, О.М. Использование моно- и комбинированной ЛТ в различных диапазонах длин волн для лечения нарушений сердечного ритма у больных ИБС [Текст] / О.М. Андриющенко, А.И. Олесин, В.А. Максимов // Материалы междунар. конф.- 1992. С. 134-135.
4. Арканникова, Г.А. Результаты применения магнито-лазерной терапии в условиях кардиологического отделения [Текст] / Г.А. Арканникова, Л.И. Рудан, Е.А. Липницкая // Матер. II Всероссийской научно-практической конференции по МИЛ-терапии.- М., 1996. С.51-52
5. Капустина, Г.М. Пути индивидуального подбора доз внутривенной лазерной терапии [Текст] / Г.М. Капустина, Н.И. Сюч, В.Л. Наминов и др. // Совр. возм. лазерн. тер. - Матер. XIV научно-практич. конф. - Великий Новгород, Калуга, 2004. С. 52-62.
6. Илюхин, В.А. Физиология человека. Т. 12. Комплексный подход к изучению адаптивных системных реакций и функциональных состояний человека [Текст] / В.А. Илюхин, С.Г. Данько. - 1996. - №1. С.25-37.
7. Илларионов, В.Е. Основы лазерной терапии [Текст] / В.Е. Илларионов. - М.: Изд. «Респект», 1992. 126 с.
8. Рутковская, Д. Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы [Текст] / Д. Рутковская, М. Пилиньский, Л. Рутковский; пер. с польск. И.Д. Рудинского. М.: Горячая линия - Телеком, 2004. 452 с.
9. Бриль, Г.Е. Молекулярные аспекты биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения [Текст] / Г. Е. Бриль // Актуальные проблемы патологии. - Саратов. - из-во Саратовского ун-та, 2001. С. 124—136.
10. Гримблатов В.М. Современная аппаратура и проблемы низкоинтенсивной лазерной терапии / В.М. Гримблатов // Применение лазеров в биологии и медицине (Сборник). – К., 1996, С. 123-127.
11. Магнітолазерний терапевтичний апарат для лікування урологічних захворювань : дис. техн. наук : 6 .050902 / . – Київ, 2016. – 76 с.
12. ЗАСТОСУВАННЯ ІМПУЛЬСНОГО ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ФЕМТОСЕКУНДНОЇ ТРИВАЛОСТІ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ТА ІДЕНТИФІКАЦІЇ ПАТОЛОГІЧНИХ УТВОРЕНЬ : дис. канд. техн. наук : 539.1.043:616-7 / . – Київ, 2017. – 155 с.

13. Загускин, С.Л. Лазерная и биоуправляемая квантовая терапия [Текст]/ С.Л. Загускин, С.С. Загускина. - М.: «Квантовая медицина», 2005. 220с.
14. Кару, Т.И. Фотобиология низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст]/ Т. И. Кару // Итоги науки и техники, сер. физ. основы лазер, и пучков, технол. - ВИНТИ, 1989. С.44-84.
15. Леднев, В.В. Биоэффекты слабых комбинированных, постоянных и переменных магнитных полей [Текст] / В. В. Леднев // Биофизика, 1996. - Т.41. №1. С.224-232.
16. Халед Абдул, Р.С. Способ перехода от категориальных данных к порядковым в экспертных системах медико-биологического назначения [Текст] / Р.С. Халед Абдул, А.Е. Белозеров, С.А. Филист // Системные исследования в науке и образовании: Сборник научных трудов/ Курск.гос.ун- т: МУ». Издательский центр «ЮМЭКС», 2007. С.7-10.
17. Резункова, О.П. Биофизический механизм воздействия миллиметровых излучений на биологические процессы [Текст] / О. П. Резункова // Слабые и сверхслабые поля и излучения в биологии и медицине. III Междун. конгресс. Избранные труды. - С. - Петербург, 2003. С.35-38.
18. Малов, А.Н. Физические основы лазерной терапии [Текст]/ А.Н. Малов, С.Н. Малов, В.В. Черный. - Иркутск: ИФ ИЛФ СО РАН, 1997. - №2. 46 с.
19. Апанасенко, Г.Л. Охрана здоровья здоровых: некоторые проблемы теории и практики валеологии [Текст]/ Г.Л. Апанасенко // Диагностика, средства и практика обеспечения здоровья: сб. научных трудов. Вып. 1. Санкт-Петербург: Наука, 1993.
20. Бабушкина, Г.В. Применение комбинированной лазерной терапии при ишемической болезни сердца [Текст] / Г.В. Бабушкина, А.В. Картелишев // VII международная научно- практическая конференция по квантовой медицине. - М., 2001. -декабрь. С. 83-85.
21. Загускин С. Л. Внутриклеточные механизмы лазерной терапии / Сергей Львович Загускин. // "МИС-РТ". – 2005.
22. Капустина, Г.М. Внутрисосудистое облучение крови, механизмы клинической эффективности, побочные действия, показания и противопоказания [Текст] / Г.М. Капустина, Г.Н. Максюшина, В.В. Малахов // Матер. Междунар. конфер. «Новые направления лазерной медицины». - М., 1996. С. 230-231.
23. Практикум по нормальной физиологии: учеб. пособие [Текст]/ Авт. кол. Под ред. Н.А. Агаджаняна. -М.: Изд-во РУДН., 1996. 339 с.
24. Бехтерева Н. П. Биопотенциалы больших полушарий головного мозга при супратенториальных опухолях. / Наталья Петровна Бехтерева., 1960. – 188 с.

25. Баевский, Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний [Текст] / Р.М. Баевский, А.П. Берсенева. - М.: Медицина, 1997. 235 с.
26. Разработка метода и системы мониторинга сердечного ритма на основе интегрированного фотометрического аналогового интерфейса AFE4490 : дис. техн. наук : 11.03.04 / . – Санкт-Петербург, 2015. – 49 с.
27. Мошкевич, В.С. Фотоплетизмография [Текст]/ В.С. Мошкевич. - М.: Медицина, 1970. 154 с.
28. Фотоплетизмография. // Саратовский национально исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского. – С. 67–76.
29. ВИБІР ПОКАЗНИКІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМІ ДЛЯ КОНТРОЛЮ АДАПТАЦІЙНОГО СТАТУСУ ЛЮДИНИ ПРИ МАГНІТОЛАЗЕРНІЙ ТЕРАПІЇ / Г. С.Тимчик, О. В. Осадчий, М. В. Філіпова, А. В. Стецька. // Восточно-Европейский журнал передовых технологий ISSN 1729-3774. – 2014. – №2. – С. 14–18.
30. Тимчик Г. С., Осадчий О. В., Єсипенко О. С. ВИДІЛЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ ФОТОПЛЕТИЗМОСИГНАЛУ ПРИ ВПЛИВІ НА БІОЛОГІЧНИЙ ОБ'ЄКТ МАГНІТОЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ [Текст] / Тимчик Г. С., Осадчий О. В., Єсипенко, - Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» м. Київ, Україна, Вісник НТУУ «КПІ». Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. – 2012. – Вип. 44, с. 148-152.
31. Дикая, Л.Г. Оператор в экстремальных условиях [Текст] / Л.Г. Дикая, В.В. Суходеев // Исследование структуры активационного компонента деятельности оператора . -М., 1983. - №1. С.33-43.
32. Дмитриева, Н.В. Развитие системного подхода в физиологии [Текст] / Н.В. Дмитриева, О.С. Глазачев // М., ВИНТИ. 1999. - Сер. «Информационные системы». - № 6. С. 117-121.
33. Дурнов, Л.А. Применение низко-интенсивного лазерного излучения в детской онкологии: экспериментальные и клинические исследования [Текст] / Л.А. Дурнов, С.А. Балакирев, Л.И. Гусев и др. //VI международная научно-практическая конференция по квантовой медицине. - М., 1999. 6-10 декабря. С. 160-165.
34. Дьяконов, В.П. МАТЪАВ 6/5 ЭР 1/7/7 БР1/7 8Р2 + Зішіїпк 5/6. Инструменты искусственного интеллекта и биоинформатики [Текст]/ В.П. Дьяконов, В.В. Круглов. -М.:СОЛОН-ПРЕСС, 2006. 456 с.
35. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф., Козловська Т. І., Думенко В. П. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної систем [Текст] / Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф., Козловська Т. І., Думенко В. П.: монографія. Вінниця, 2010. С. 124-132.

36. Ключко Т. Р., Большаков А.О. Метод діагностики стану серцево-судинної системи : дис. техн. наук / Ключко Т. Р., Большаков А.О.– Київ, 2018. – 129 с.
37. Шушура О. М. МЕТОДОЛОГІЧНІ ОСНОВИ ПОБУДОВИ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦІЇ УПРАВЛІННЯ СКЛАДНИМИ СИСТЕМАМИ НА ПРИНЦИПАХ НЕЧІТКОЇ ЛОГІКИ : дис. докт. техн. наук : 05.13.06 / Шушура О . М . – Київ, 2018. – 325 с.
38. Аввад, Н. Оценка адаптационных ресурсов организма по результатам параллельного анализа кожного-гальванического рефлекса и фотопульсограммы [Текст] / Н. Аввад, С. В. Солошенко, С. А. Филист // Материалы и упрочняющие технологии - 2001: Сборник материалов IX Российской научно-технической конференции / КурскГТУ; Курск, гуманитар.-техн. ин-т. - Курск, 2001. С. 165-170.
39. Адаптация организма учащихся к учебным и физическим нагрузкам [Текст] / Под ред. А.Г. Хрипковой, М.В. Антроповой; Науч.-исслед. ин-т физиологии детей и подростков, Акад. пед. наук СССР. -М.: Педагогика, 1982.-240 с.
40. Ахлаков, М.К. Адаптационная регуляция человека в процессе трудовой деятельности (обзор литературы) [Текст] / М.К. Ахлаков, А.С. Гаджиев // Медицина труда и промышленная экология. - 1997. - № 5. С.21- 24.
41. Бабушкина, Г.В. Этапная комбинированная лазерная терапия при различных клинических вариантах ишемической болезни сердца [Текст] / Г.В. Бабушкина, А.В. Картелишев. - М.: НПЛЦ «Техника», 2003. 106 с.
42. Бабушкина, Г.В. Ишемическая болезнь сердца [Текст] / Г.В. Бабушкина, А.В. Картелишев // Низкоинтенсивная лазерная терапия. - М.: Фирма «Техника». С. 492-526.
43. Бабушкина, Г.В. Применение комбинированной лазерной терапии при ишемической болезни сердца [Текст] / Г.В. Бабушкина, А.В. Картелишев // VII международная научно- практическая конференция по квантовой медицине. - М., 2001. -декабрь. С. 83-85.
44. М. Л. Рубан. ДІАГНОСТИЧНИЙ КОМПЛЕКС ОЦІНЮВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ПОКАЗНИКАМИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ / М. Л. Рубан, А. Г. Лесніков, О. В. Осадчий. // Lviv Polytechnic National University Institutional Repository. – 2015. – С. 483–491.
45. Шелыгина, М.Н. Возможность иммунокоррекции с помощью внутрисосудистого лазерного облучения крови у больных хроническими заболеваниями легких [Текст]/ М.Н. Шелыгина, И.А.Зарембо, С.И. Шелыгин и др. // Тез. Междун. Конф. «Новое в лазерной медицине и хирургии». -4.1.- Переславль-Залесский, 1990. С.297-298.

46. Современные возможности лазерной терапии [Текст]/ Под. Ред. В.Н. Уральского, А.Р. Евстигнеева, А.В. Картелишева// Мат. XIV научно-практич. конф. - Калуга: Изд. АКФ «Политоп», 2004. 234 с.
47. Рифтин, А.Д. Оценка функциональных резервов организма на основе анализа сердечного ритма по результатам пробы с дозированной физической нагрузкой [Текст]. Т. 17 / А.Д. Рифтин / Физиология человека. - 1991.-№ 6. С.133-137.
48. Рифтин, А.Д. Модель распознавания функционального состояния организма на основе математического анализа сердечного ритма [Текст]. Т. 16 / А.Д. Рифтин/ Физиология человека. - 1990. - № 3. С.165-172.
49. Пронин, Т.В. Регистрация и обработка медицинских сигналов в операционной системе Windows в реальном времени с использованием аналогового интерфейса L-Card [Текст]/ Т.В. Пронин, А.Е. Белозеров, А.А. Кузьмин//Медицинская техника. Москва, 2008. №2. С.4 - 7.
50. Опыт использование автоматизированных систем для оценки функциональных особенностей организма. Сообщение III. Показатели функционального состояния у лиц умственного труда [Текст]. В 17 т. Т. 3/ Э.М. Казин, О.А. Никифорова, А.И. Федоров, С.Г. Парфенов/ Физиология человека. - 1991. С. 145-149.
51. Муха, Ю.П. Синтез категорной модели информационных потоков управления сердечным ритмом для оценки адаптационных возможностей организма на основе RR-интервалов [Текст] / Ю.П. Муха, А.В. Бугров // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. - 2006. - №4. С. 40-46.
52. Мокухин, А.С. Характеристика функциональных резервов человека [Текст]/ А.С. Мокухин / Проблемы резервных возможностей человека. - М., 1982. С. 43-50.
53. Меерсон, Ф.З., Пшенникова, М.Г. Адаптация к стрессорным ситуациям и физическим нагрузкам [Текст]/ Ф.З. Меерсон, М.Г. Пшенникова. -М.: Медицина, 1988. 256 с.
54. Меерсон, Ф.З. Адаптационная медицина: защитные перекрестные эффекты адаптации [Текст]/ Ф.З. Меерсон. - М., 1993. 421 с.
55. Малиновский, Е.Л. Тест-прогнозирование индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию [Текст]. Т. 10. / Е.Л. Малиновский, А.В. Картелишев, А.Р. Евстигнеев // Ж. Лазерн. мед. — 2006. С. 14-21.

ДОДАТОК А

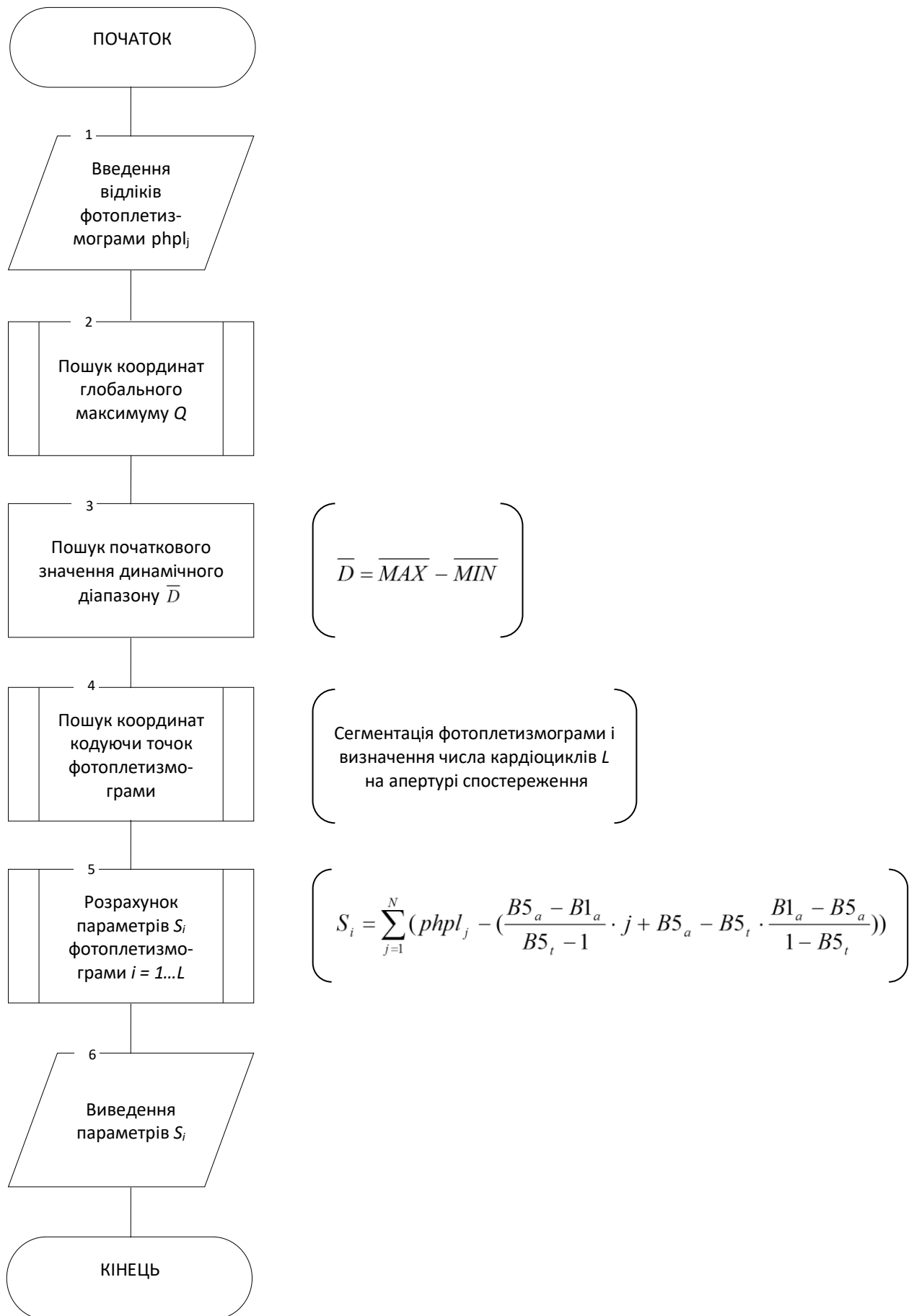
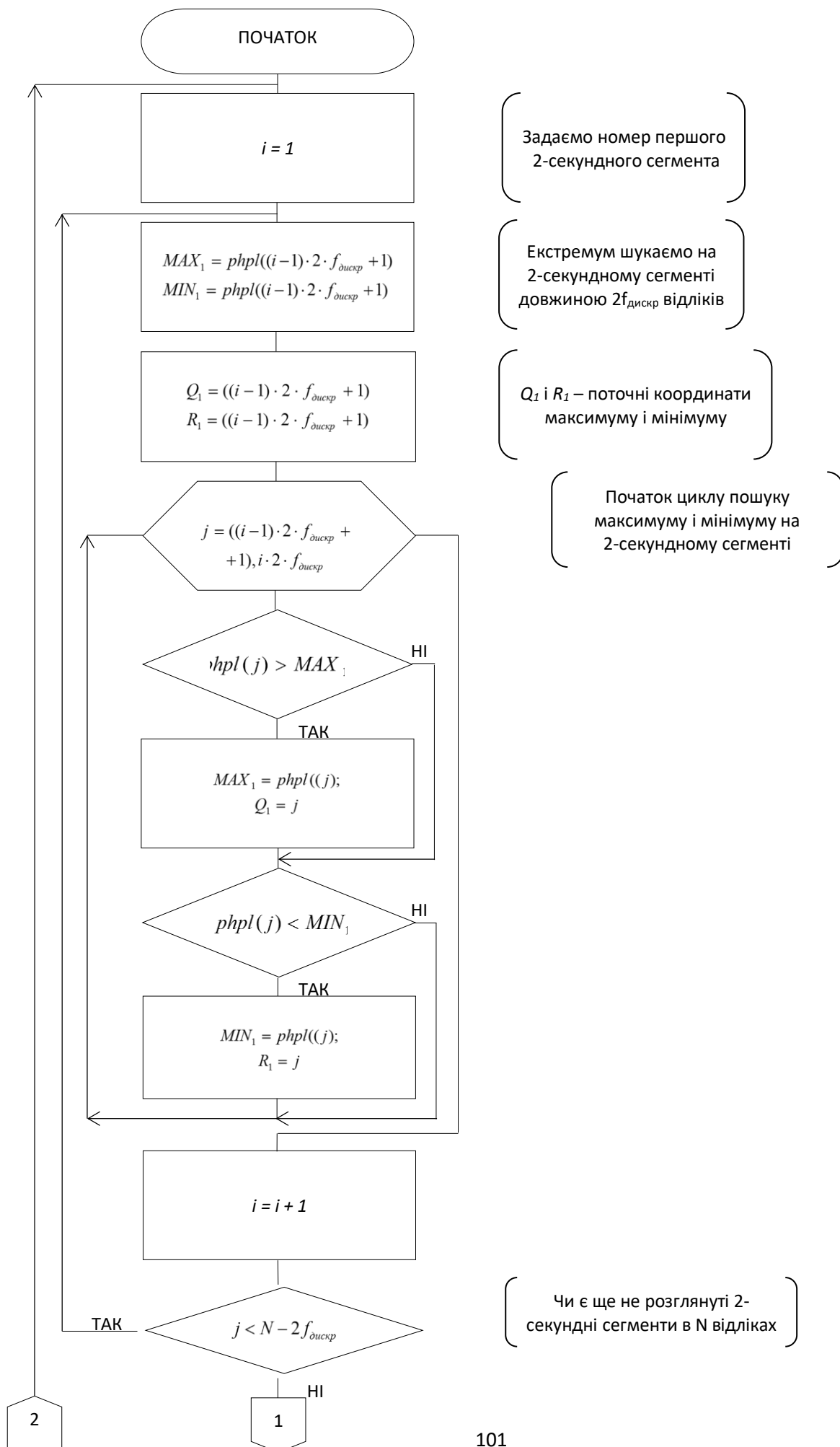


Рисунок 1 - Схема алгоритму отримання параметра S фотоплетизмограми



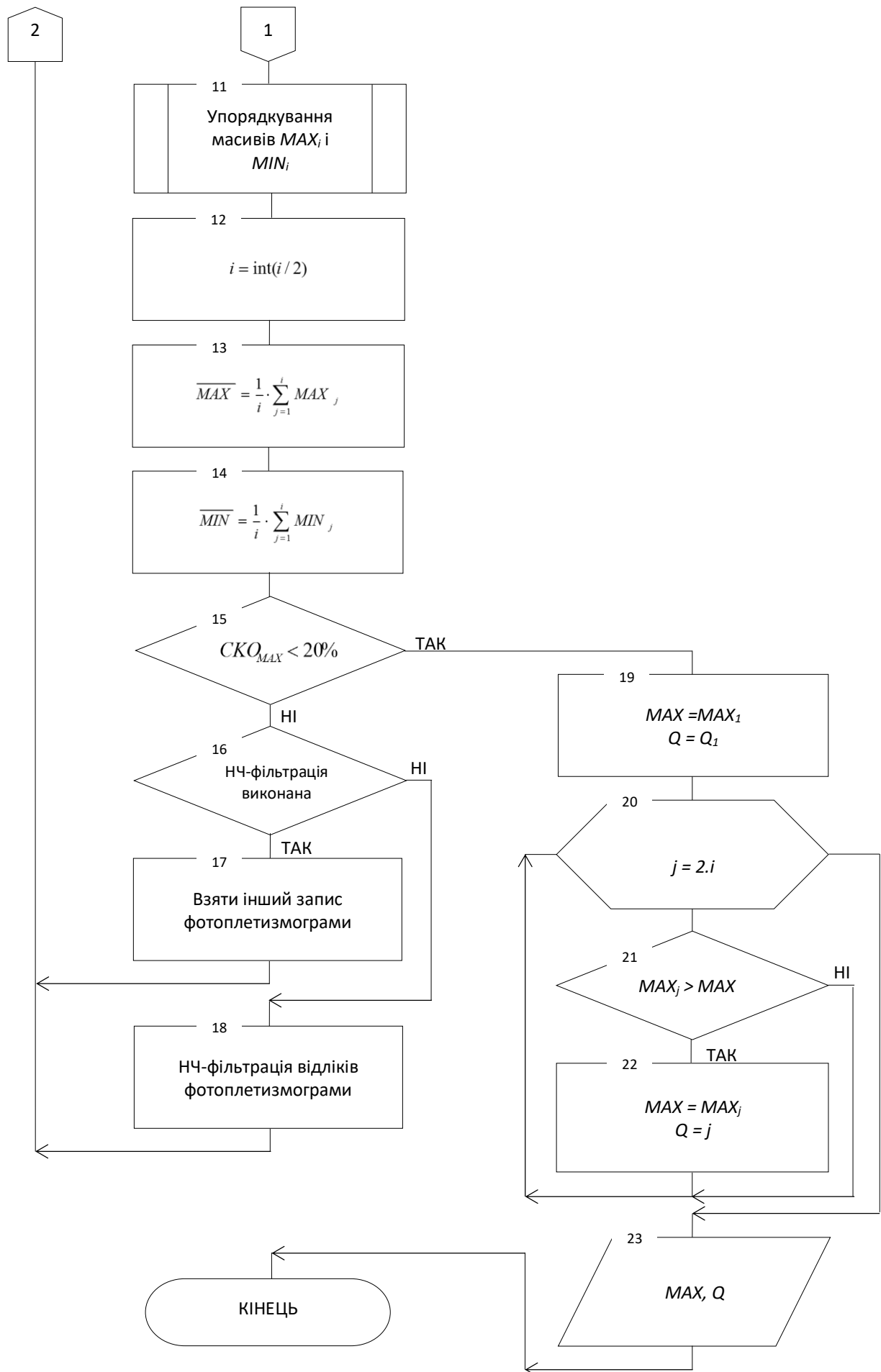
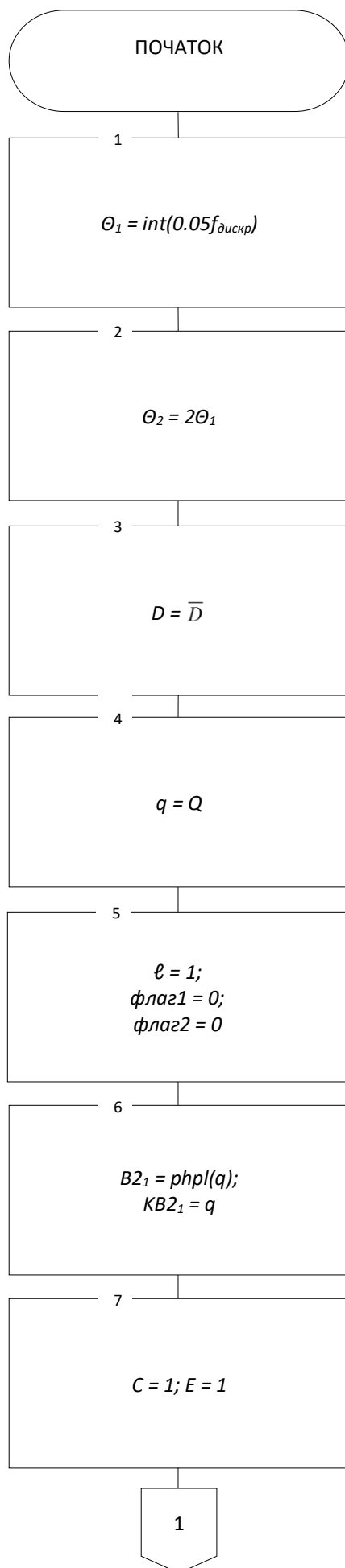


Рисунок 2 - Схема алгоритму пошуку координат глобального максимуму фотоплетизмограми



Мінімальна апертура
пошуку локального екстремуму на анакроті

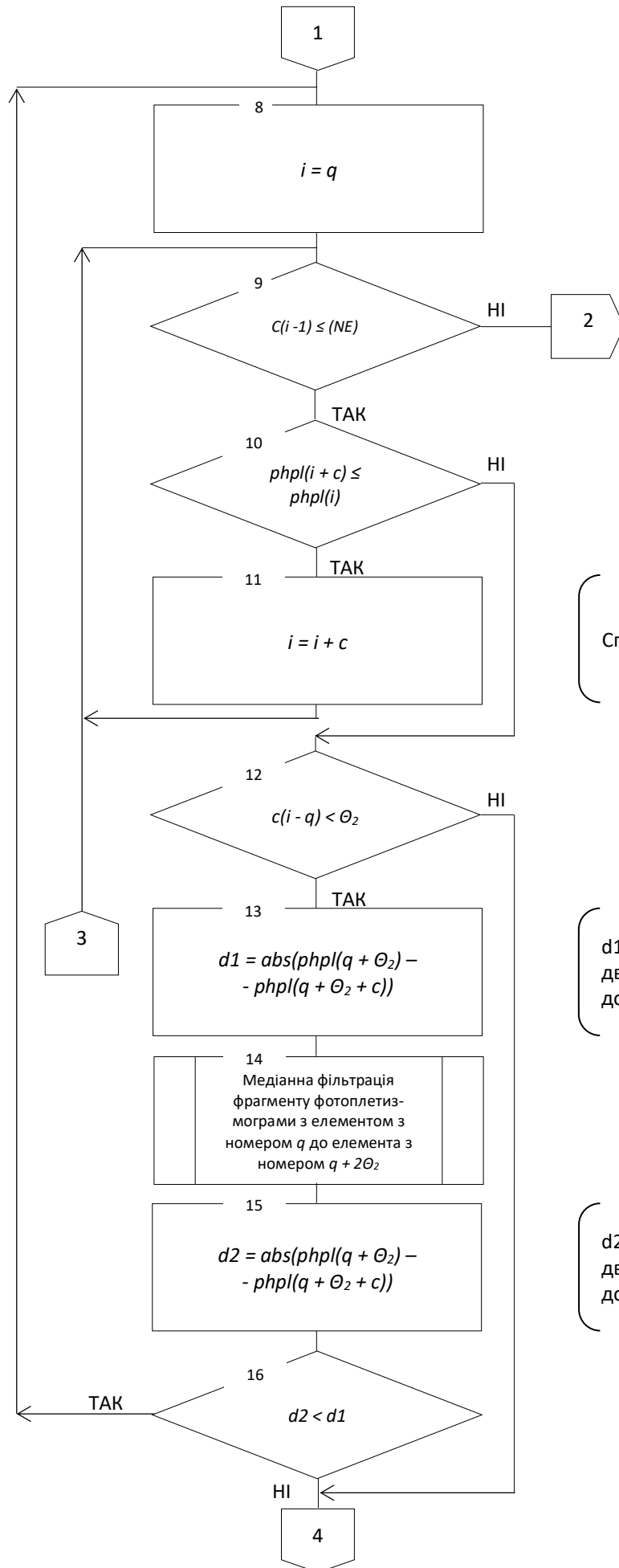
Мінімальна апертура
пошуку локального екстремуму
на катакроті

q – координата, яка передуює
шуканій кодовій точці

Задаємо номер першого кардіоциклу
і встановлюємо в нуль всі флаги

Запам'ятовуємо першу кодову точку $B2$

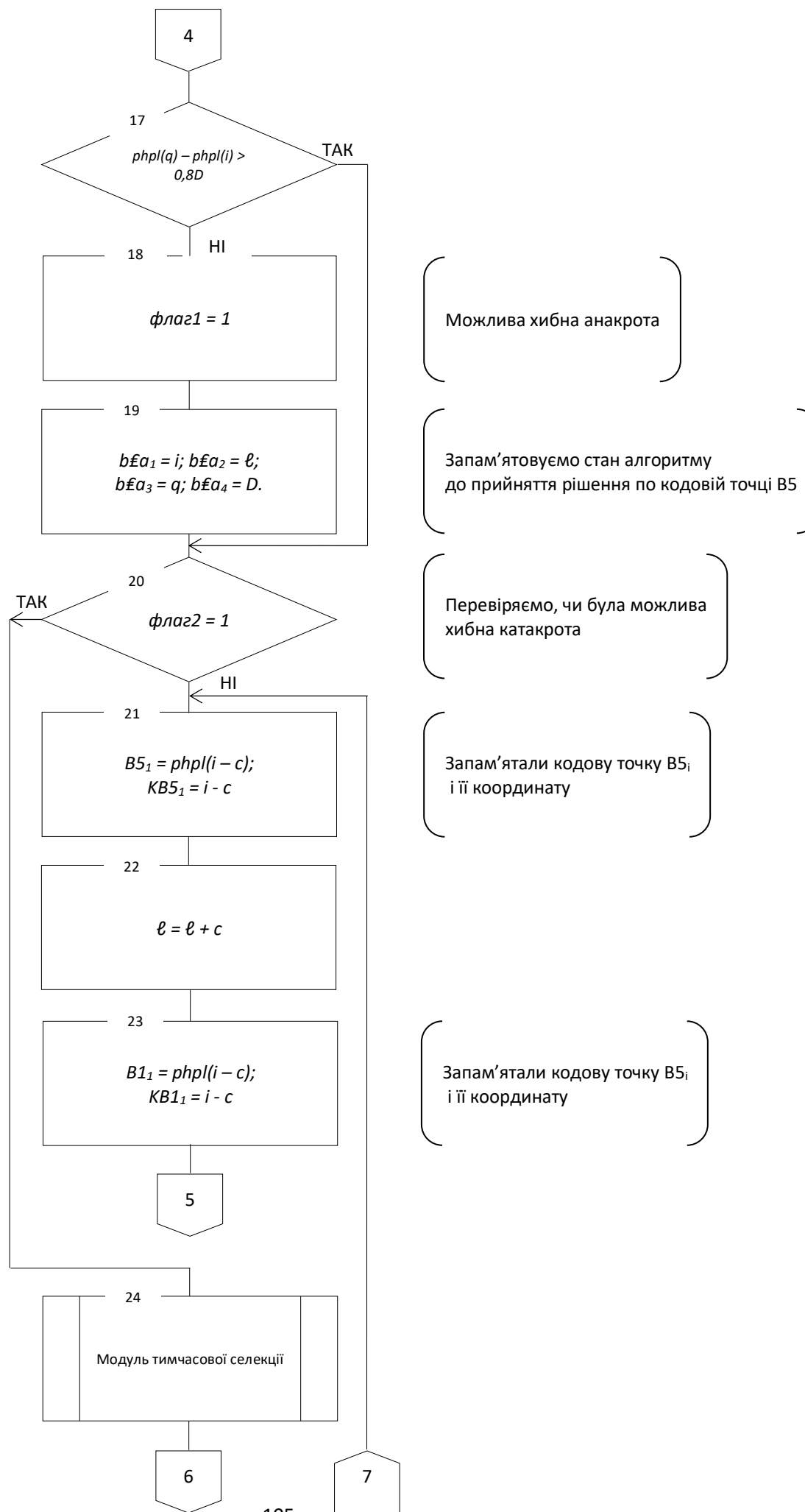
Ведемо пошук кодовик точок
справа від глобального максимуму

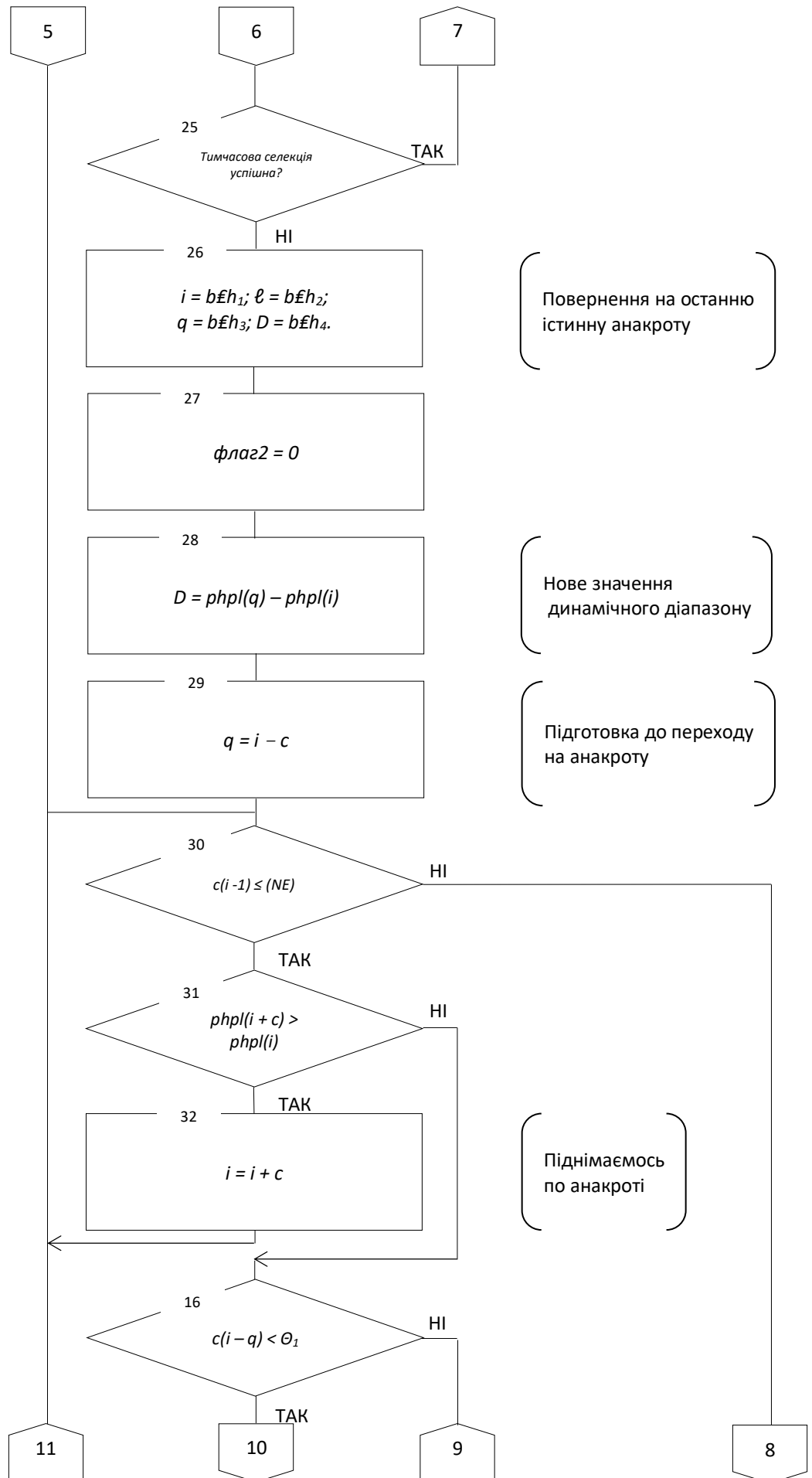


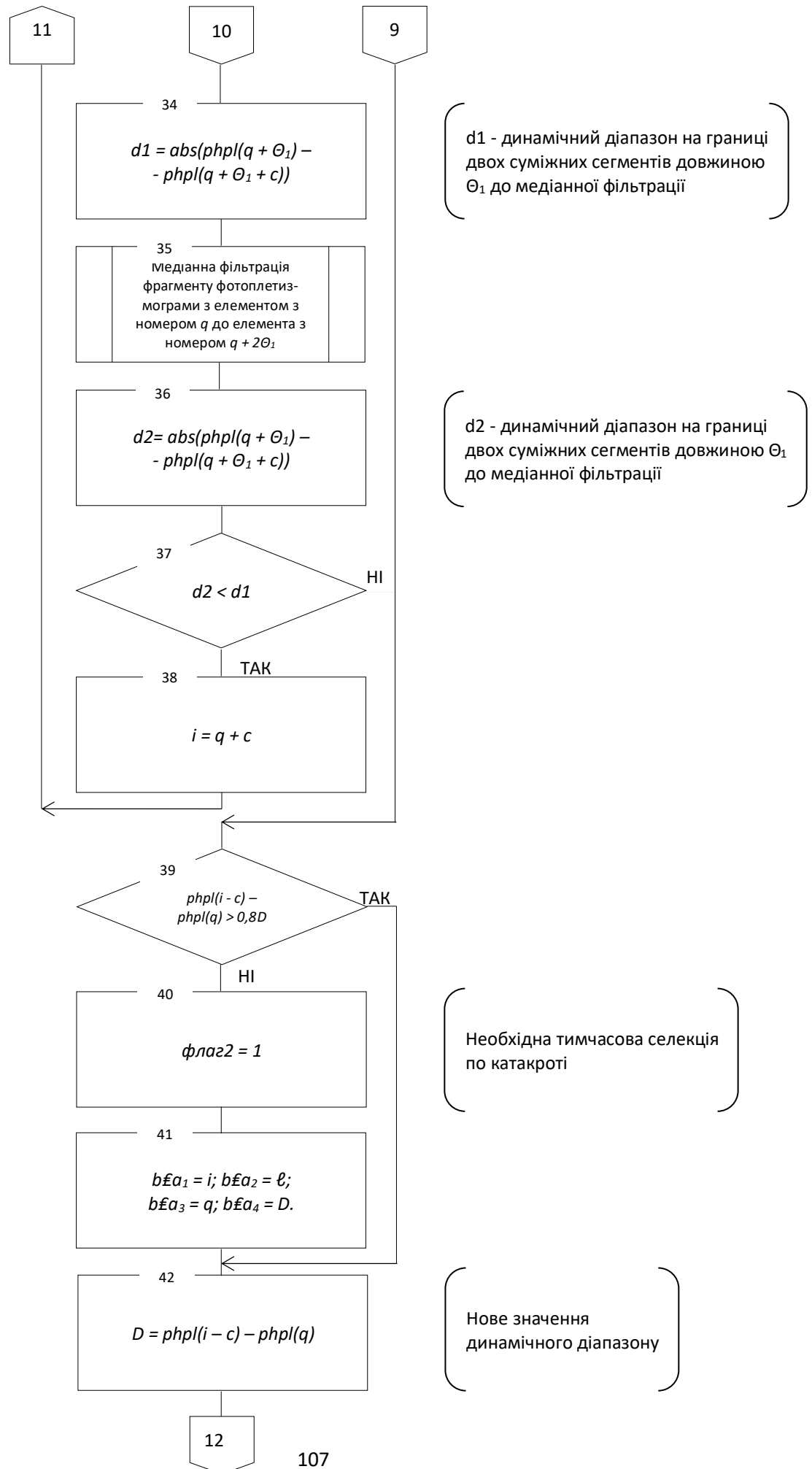
Спускаємося по катакроті

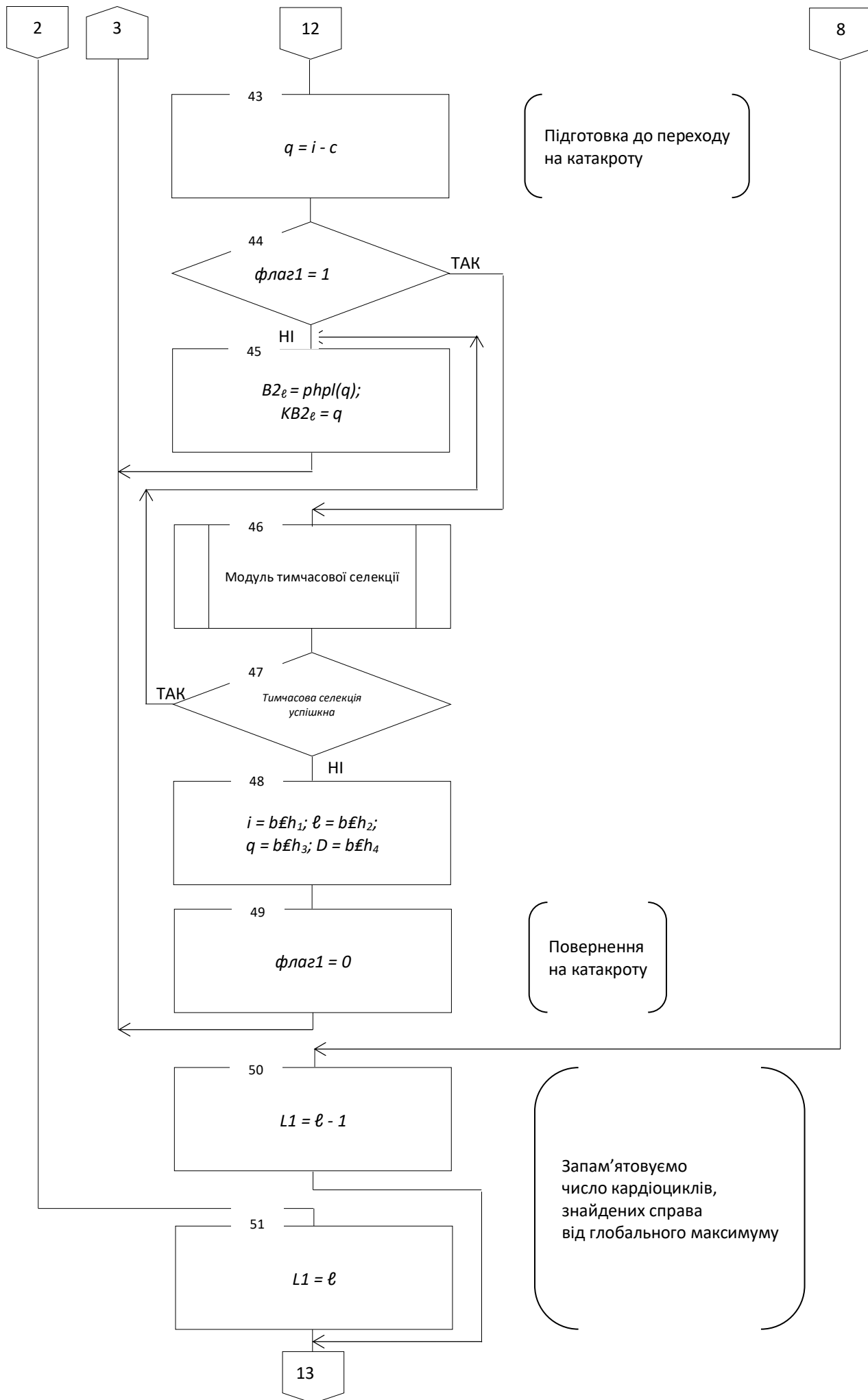
d1 – динамічний діапазон в границі двох суміжних сегментів довжиною Θ_2 до медіанної фільтрації

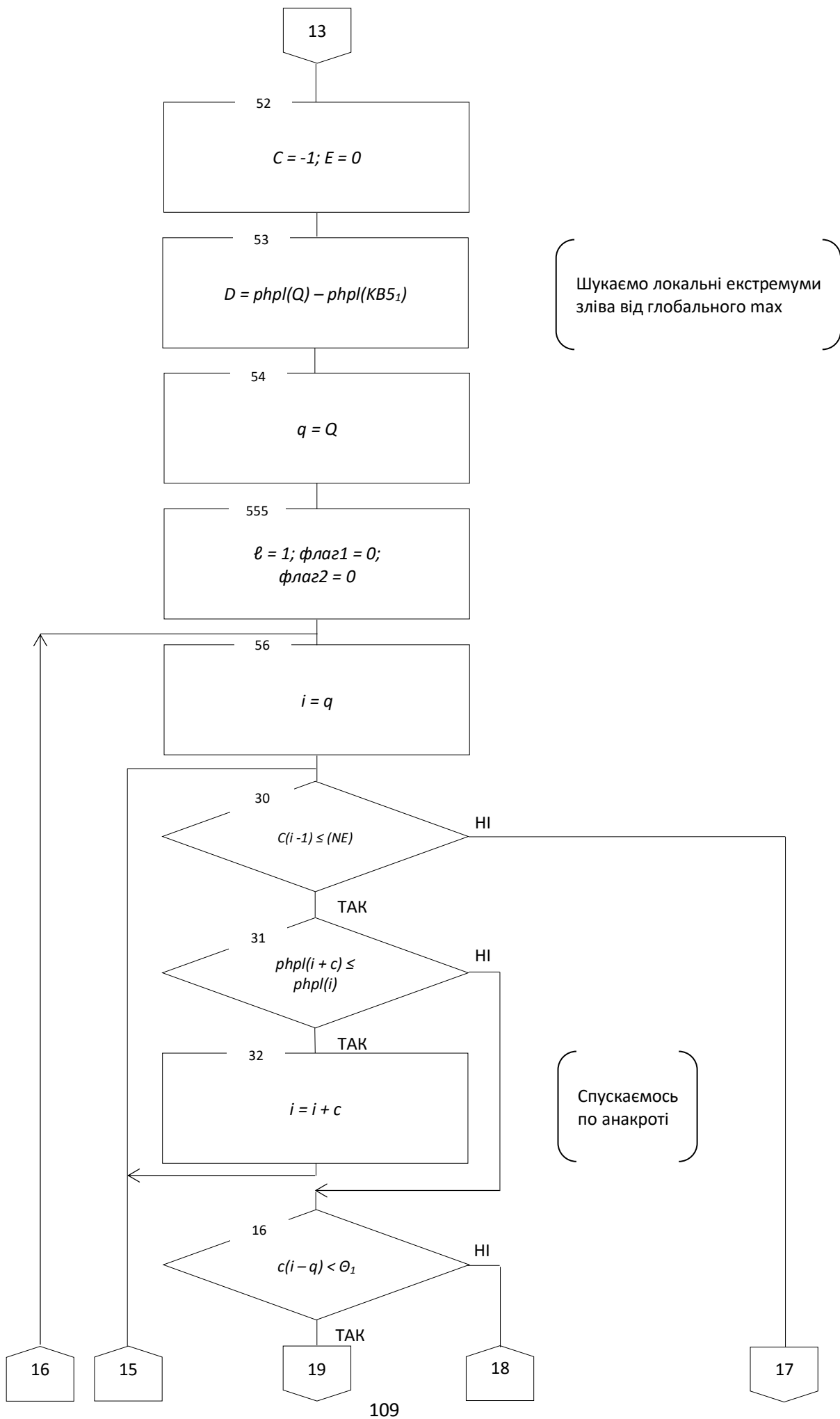
d2 – динамічний діапазон в границі двох суміжних сегментів довжиною Θ_2 до медіанної фільтрації

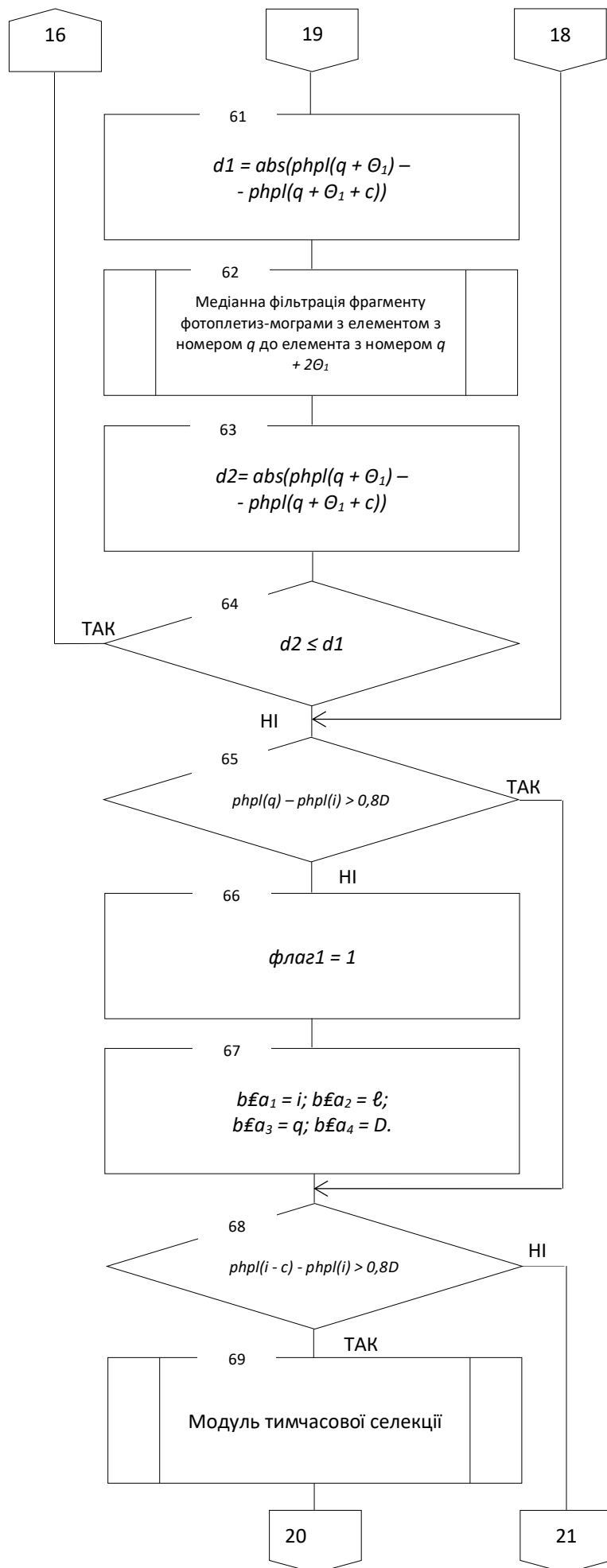


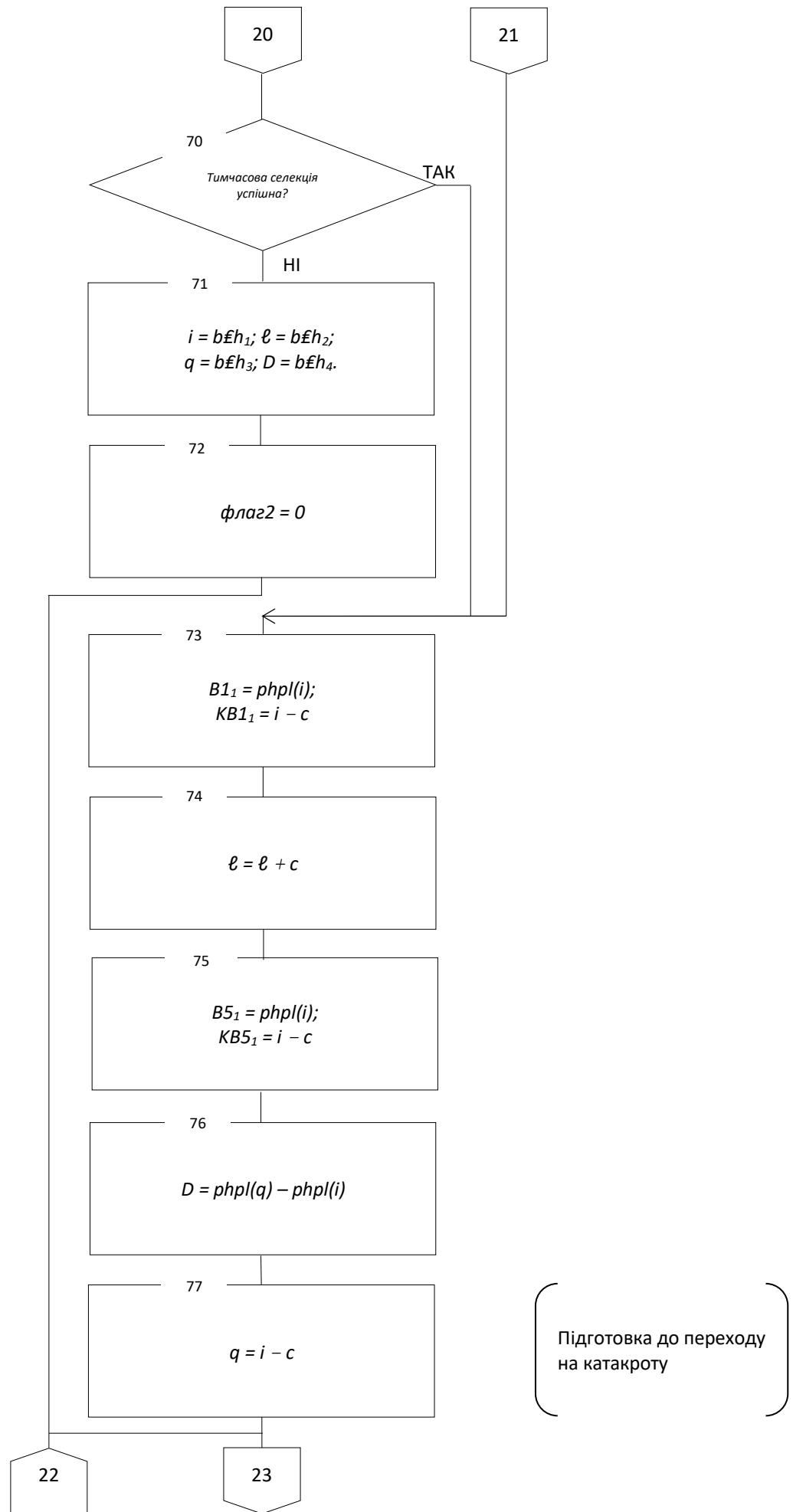


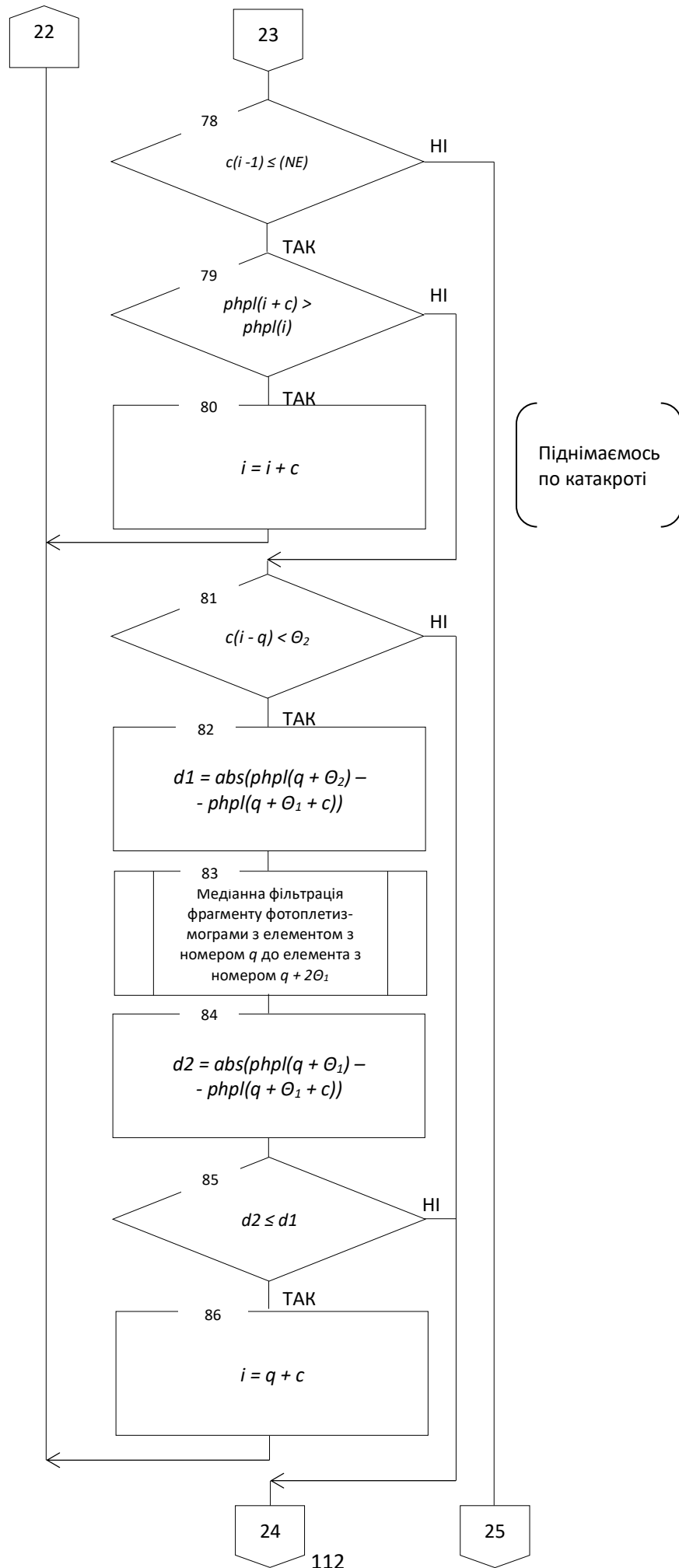


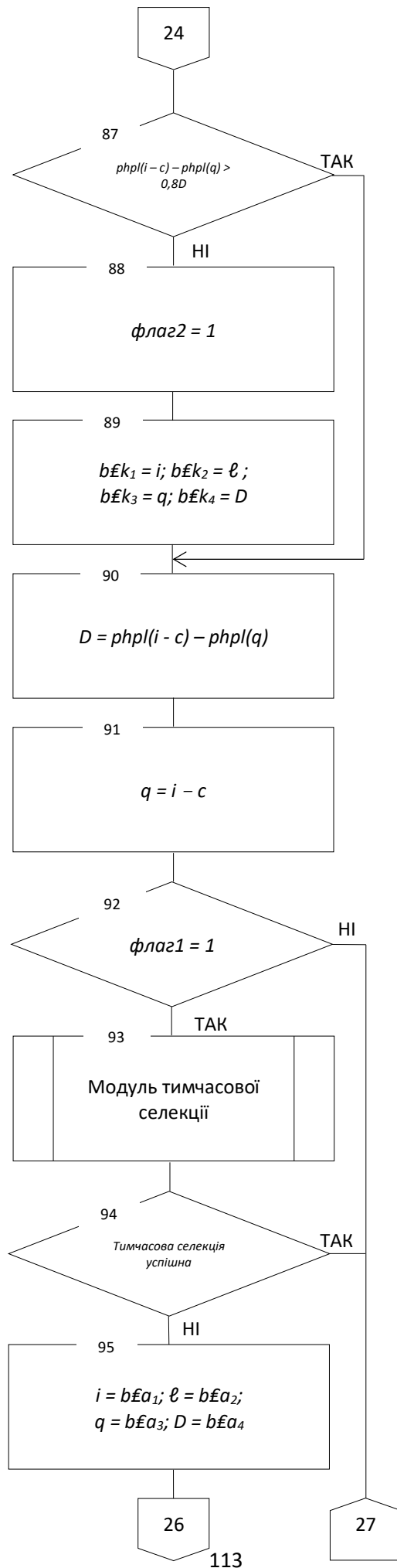












Необхідна тимчасова
селекція по анакроті

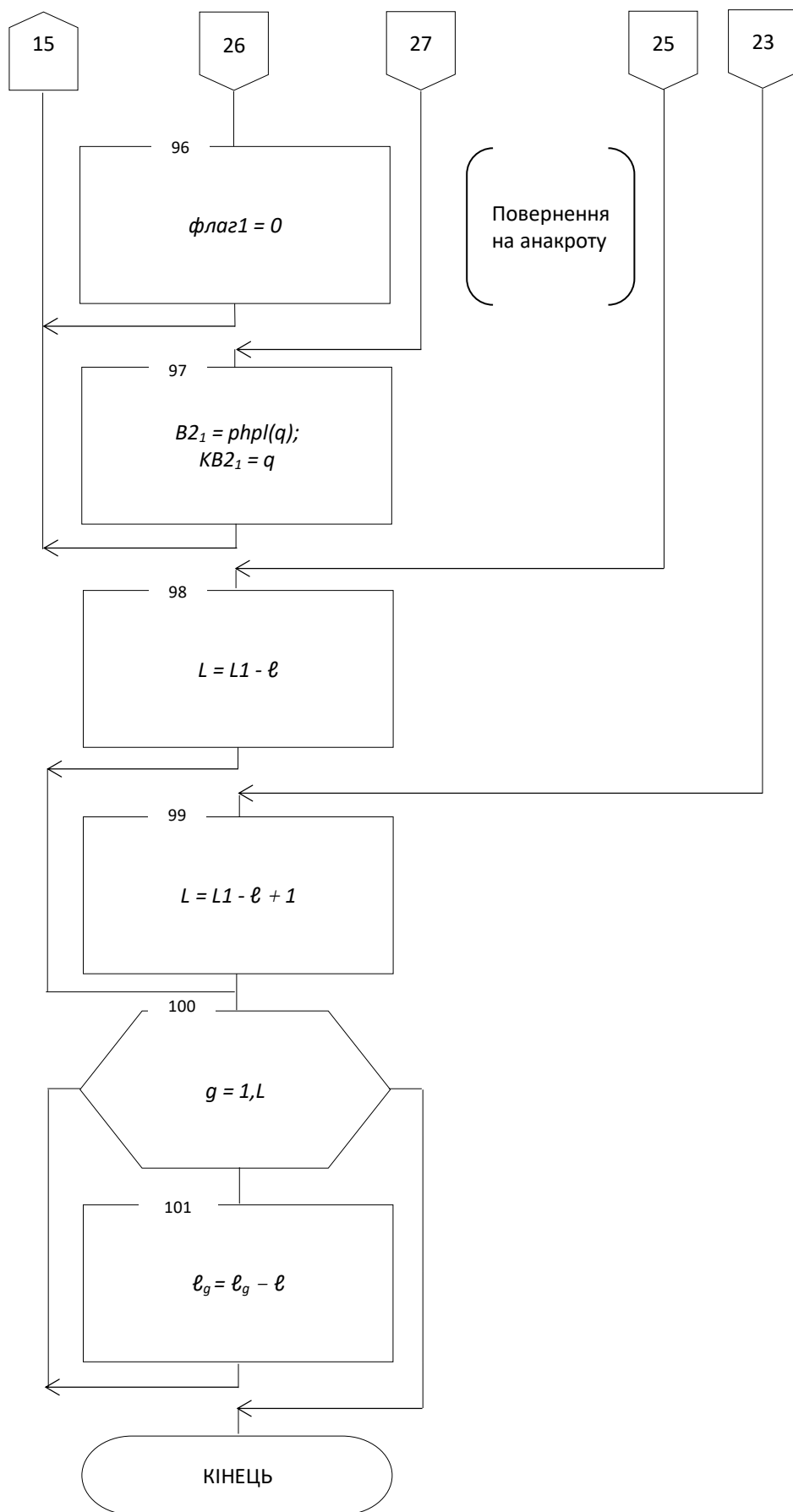


Рисунок 3 - Схема алгоритму підпрограми пошуку кодових точок фотоплетизмограми

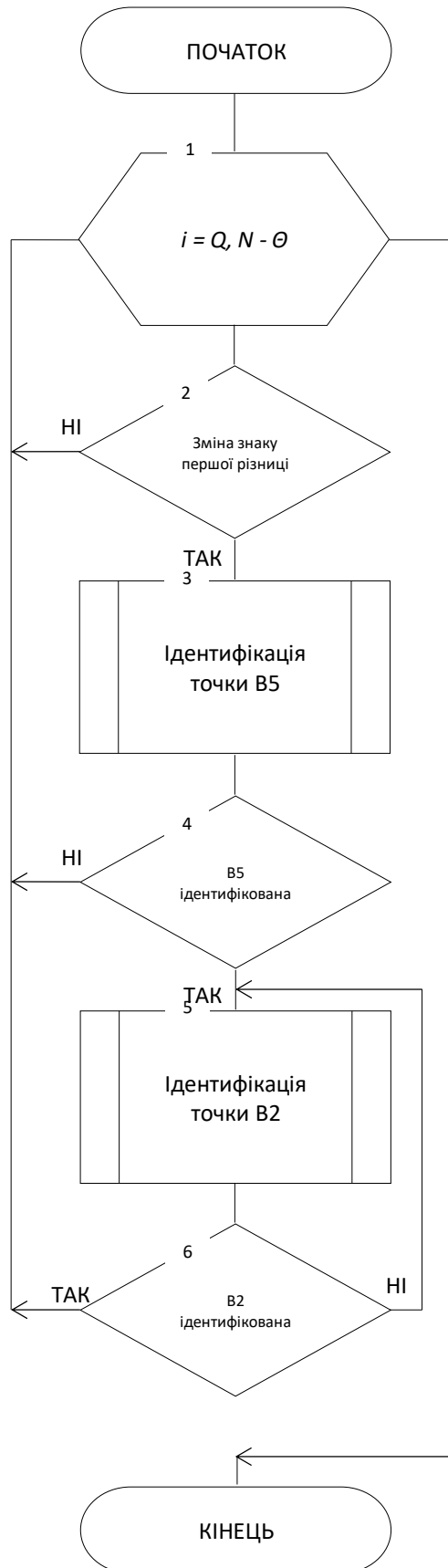


Рисунок 4 - Схема алгоритму пошуку кодових точок справа від глобального максимуму

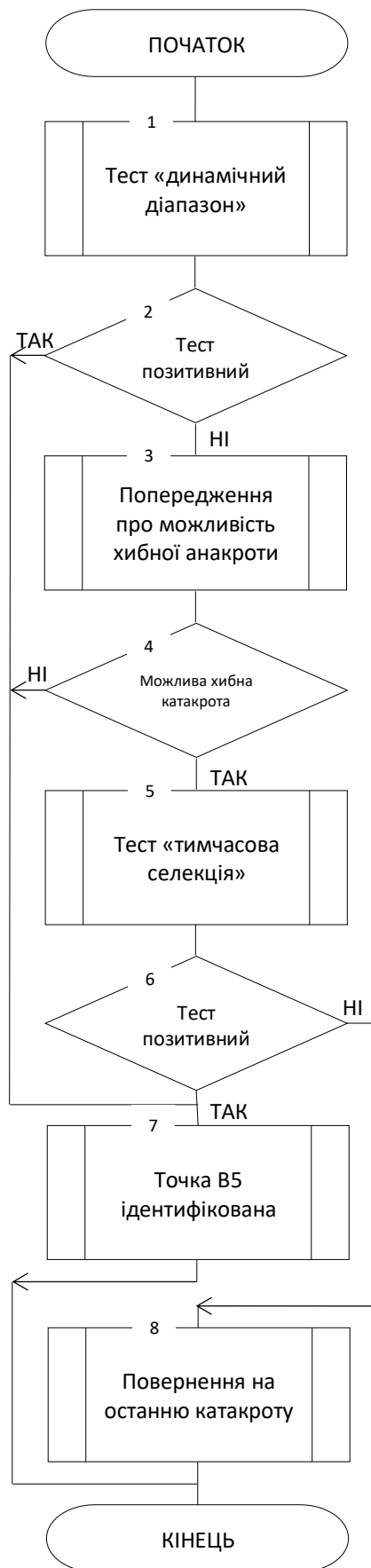


Рисунок 5 - Схема алгоритму ідентифікації кодової точки B5

ДОДАТОК Б

УДК 616.12-073

Т.О.Гурова, студентка гр. ПБз-82мп, В.В.Шевченко, к.т.н., доцент
КПІ ім. Ігоря Сікорського

СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

Анотація В даній статті розглянута система діагностики, яка дозволяє отримати оцінку фізіологічного стану людини на основі зняття електрокардіограми, електроміограми, визначення параметрів дихання (частоти дихання та об'єму видихуваного повітря), поточного значення частоти пульсу, насичення крові киснем та аналізів проб видихуваного повітря. Розглянуто особливості даної системи, що полягає в можливості оцінки стану біооб'єкта одразу по декількох різних характеристиках, а також в здатності зняття даних на відстані від досліджуваного об'єкта.

Ключові слова: електрокардіограф, пульсометр, радіотелеметрична система діагностики

ВСТУП

Проблема створення й експлуатації універсальних телемедичних систем історично була нерозривно пов'язана з космічною медициною, що має великий досвід у розробці й застосуванні біотелеметричних систем. Потім встало питання про впровадження в практичну діяльність унікальних технологій, використовуваних у медичному забезпеченні пілотованих космічних польотів.

Перша проблема, яку необхідно вирішити при розробці будь-яких біотелеметричних систем, - визначення завдань дослідження й диференціювання всіх істотних для цих завдань біологічних параметрів по їхній змістовності й інформаційній значимості. Від успішного рішення цього завдання багато в чому залежить, ефективність роботи біотелеметричної системи в цілому. Причому завдання відбору сукупності вимірюваних параметрів повинні бути тісно зв'язані з метою проведених досліджень і внутрішньою структурою переданої інформації, станом біотелеметричної системи й умовами її роботи. При цьому необхідно не тільки враховувати доступність виміру того або іншого параметра, можливість і зручність його перетворення для передачі й обробки, але й здійснювати попередню оцінку фізіологічного параметра з погляду як кількості, так і якості інформації, що знаходиться в ньому.

ОГЛЯД ПОПЕРЕДНІХ РОБІТ

1) 12-ти канальний електрокардіограф «HEART SCREEN 112D»

12-ти канальний електрокардіограф з автоматичною 12-ти канальною синхронною реєстрацією ЕКГ, із 6-3-х канальним термопринтером шириною 112 мм та 3-х канальним рідкокристалічним дисплеєм, з пам'яттю на 30 ЕКГ, з програмою аналізу і пропозиції діагнозу, аналізом варіабельності серцевого ритму.

Електрокардіограф забезпечує реєстрацію електрокардіограми у дванадцяти стандартних відведеннях (I – II – III - AVR - AVL - AVF - V1 - V2 - V3 - V4 - V5 - V6), обчислення частоти серцевих скорочень, реєстрацію кривої ЕКГ на паперовому носії та відображення на дисплеї електрокардіографа, має програмне забезпечення, що дозволяє підключати електрокардіограф до ПК і використовувати в кабінетах з великим потоком пацієнтів, в умовах роботи швидкої допомоги.

2) Пульсометр «G1B»

Пульсометр призначений для дорослих, дітей та новонароджених (залежно від датчика), із діапазоном пульсу 30-250 уд./хв та точністю виміру ± 2 уд./хв. Вимоги до джерела живлення: напруга живлення зарядного 100~240 VAC, 50/60 Гц, потужність <6 VA. Елементи живлення тип AA 4 шт.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Чотирьох канальна радіотелеметрична система діагностики більш функціональна, ніж окремо взяті прилади.

Система забезпечує комплекс зняття, передачу та прийом: електрокардіограми (ЕКГ), електроміограми (ЕМГ), частоти дихання (ЧД), об'єму видихуваного повітря (ОВП), вимірювання поточного значення частоти пульсу(ЧП), рівня сатурації крові киснем (SpO₂) та дозволяє спостерігати за зміною показників варіабельності ритму серця. За допомогою блоку газоаналізатора система дозволяє отримати дані про концентрацію певних газів в пробах видихуваного повітря. Дані по приведеним параметрам за допомогою кабелю та програмного забезпечення реєструються на ПК.

Основним напрямком застосування системи являється дослідження фізіологічних функцій людини, які змінюються в процесі рухової активності і, особливо, швидко змінюючихся на початку роботи, в процесі реституцій і після різноманітних видів впливу на організм.

Конструктивно система складається з 3-х датчиків ЕКГ (ЕМГ), датчика частоти пульсу та насиченості крові киснем, передавального пристрою, приймального пристрою, блоку живлення та тестер – калібровача, блоку відображення зміни показників варіабельності ритму серця, спіроанометра та блоку аналізів проб видихуваного повітря. Робота системи відображається на ПК. Система складається з чотирьох радіоканалів. За побудовою і принципом роботи всі радіоканали ідентичні і відрізняються лише несущими і під несущими частотами.

В системі використана подвійна частотна модуляція (ЧМ-ЧМ), яка забезпечує підвищений захист від перешкод і якісну передачу параметрів.

Досліджуваний сигнал подається на вхід одного з передаючих пристроїв, посилюється відповідним підсилювачем і подається на вхід генератора піднесущої частоти для управління його частотою. В генераторі піднесущої частоти проходить кодування – перенесення інформації на піднесущу частоту і керування частотою передавача. В передаючому пристрої використовується штирова антена, узгоджена з виходом передавача за допомогою подовжуючої індуктивності.

Живлення передаючої частини здійснюється від автономного акумуляторного джерела живлення, яке забезпечує безперервну роботу на протязі двох годин.

Зарядження акумуляторних батарей здійснюється на блоці живлення приймальної частини системи на протязі 18 годин.

Інформація, прийнята приймачем, після змішування перетворюється в одну з проміжних частот і після частотного детектування подається на плату дешифратора.

Сигнал від датчика частоти пульсу подається на плату ПВЧ, звідки поступає на синхронний демодулятор плати пульсоксиметра.

В дешифраторі відбувається виділення (розшифровування) сигналу, поступаючого на вхід кодуючого пристрою.

Система забезпечує передачу інформації від входу передаючого пристрою до виходу дешифратора в смузі частот $0.2 \div 400$ Гц з нелінійністю не більше 5% при нерівномірності не більше 3 Дб.

Живлення приймальної частини системи здійснюється від мережі змінного струму з напругою 220/127 з частотою 50 Гц через блок живлення або від автономних джерел постійного струму з напругою 12^{+2}_{-1} В.

Перевірка функціонування радіотелеметричних каналів здійснюється за допомогою тестер – калібратора.

ВИСНОВКИ

В даній роботі запропонована комплексна система діагностики стану здоров'я людини на основі реєстрації параметрів серця та дихання, що дають можливість значно підвищити точність та надійність виявлення захворювання людини та своєчасно обрати оптимальні методи лікування[1-4].

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Мурашко В.В., Струтинский А.В. Электрокардиография. М.: Медпресс. – 1998. – 278 с.
- [2] Дошицин В.Л. Практична електрокардіографія. – М.: Медицина. – 1987. – 336 с.
- [3] Старшов, А.М., Смирнов И.В. Спирографія для професіоналів Методика й техніка дослідження функцій зовнішнього подиху. М.: Медицина. - 2003.–287 с.
- [4] Біометричні виміри й захист інформаційних джерел / Під. ред. П.Н. Гардєєва. М.: Ліра, 2000.

Науковий керівник – к.т.н., доцент Шевченко В.В.

ПРИЛАДИ

УДК 615.471:616-07

DOI <https://doi.org/10.32838/2663-5941/2019.5-1/04>

Тимчик Г.С.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Шевченко В.В.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Гурова Т.О.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

КЕРУВАННЯ МАГНІТНО-ЛАЗЕРНОЮ ТЕРАПІЄЮ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ

Лазеротерапія посідає особливе місце серед немедикаментозних методів лікування. Важливою характеристикою при такому впливі є оцінка фізіологічного стану людини. Для попередження негативних реакцій на лазерну терапію доцільно використовувати комплексну методику, ключову позицію в якій займає система моніторингового контролю адаптаційних властивостей організму під час виконання сеансу, що дозволяє оцінити вплив зовнішніх чинників на адаптаційні резерви організму, які можна контролювати за реакцією кровопостачання органів. Одним з найважливіших показників нормального фізіологічного стану органу або тканини є ступінь їх кровонаповнення, тобто кровонаповнення мікросудин, які їх забезпечують, що дозволяє за показниками мікроциркуляції визначати адаптаційні властивості організму і відстежувати якість лікувального впливу. Для дослідження капілярних кровотоків найкраще підходить методика фотоплетизмографії. На відміну від кардіоінтервалографії плетизмографія може надати інформацію не за одним (частота серцевих скорочень), а за кількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові.

Використання нейромережєвих технологій з інтегрованими нечіткими модулями прийняття рішень, а також велика поширеність і відносно невисока вартість персональних комп'ютерів відкривають перспективи у використанні цієї методики. Таким чином, розробка методів і засобів управління лазерною терапією на основі оцінки динаміки адаптаційних властивостей організму за показниками фотоплетизмограми є актуальним завданням.

Метою роботи є підвищення ефективності визначення рівня лазерної чутливості шляхом аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми. Результатами досліджень є запропоновані нами алгоритм проведення процедури та математична модель, що дозволяє адекватно аналізувати фотоплетизмографічні показники будь-якого характеру.

Ключові слова: фотоплетизмограма, лазерна терапія, пульсова хвиля, фізіологічний стан, кардіоцикл.

Постановка проблеми. Багаторічний досвід використання лазерної терапії (далі – ЛТ) в медичній практиці свідчить про те, що лазерний вплив має такі істотні переваги над загальноприйнятим медикаментозним лікуванням: відсутність алергічних і токсичних реакцій; розширення можливостей амбулаторної реабілітації та профілактики; простота, безпека і висока мобільність техноло-

гій; екологічна чистота і стерильність лазерного світла; зниження захворюваності з мінімальними витратами на профілактичні заходи. Для ефективної ЛТ необхідно володіти інформацією про величину порогового рівня лазерного випромінювання, що впливає на організм пацієнта [1], адже рівень сприйняття лазерного опромінення в різних людей різний. Саме тому проблема підбору

індивідуальних доз лазерного впливу досі залишається актуальною.

Необхідність оперативного вирішення даних завдань особливо очевидна з урахуванням наявного дисонансу між наявністю в нозологічних стандартизованих методиках ЛТ широкого діапазону дозових навантажень, пропонованих фахівцям для досягнення у профільних хворих позитивного терапевтичного ефекту, і відсутністю задовільних кінцевих результатів такої терапії внаслідок непередбачуваності індивідуальних реакцій пацієнтів на однакові значення режимів курсового лазерного впливу, а також досить частого розвитку негативних наслідків у найближчі терміни лікування.

Мету роботи спрямовано на підвищення ефективності визначення рівня лазерної чутливості на підставі аналізу структурних та спектральних характеристик фотоплетизмограми [2].

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Попередні дослідження показали, що основною проблемою магнітно-лазерної терапії (далі – МЛТ) є нерозуміння того, як можна перенести результати досліджень контрольних проб за межі живого організму. Це пов'язано з тим, що зворотний зв'язок з контролюючим середовищем відсутній [3]. Вивчення окремих механізмів біологічної дії МЛТ, вирваних з контексту загальних регулюючих чинників, ставить більше питань, ніж дає відповідей. Відсутність єдиної теорії механізмів дії МЛТ на біооб'єкти, яка об'єднує всі відомі ефекти, не дозволяє здійснювати прогноз відносно найважливіших чинників регулювання фізіологічних параметрів живих систем за допомогою МЛТ. Це обмежує розвиток методології МЛТ і вживання методу в клінічній практиці в цілому. На підставі аналітичного огляду можна зробити висновок, що контроль зміни адаптаційного статусу організму дозволяє визначити системні реакції на МЛТ, але відсутність надійних аналітичних критеріїв цих реакцій знижує ефективність управління нею [1; 3–5]. Для здобуття таких критеріїв може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії [6]. Водночас сучасні математичні методи й інформаційні технології, ґрунтуючись на ідеології системного підходу, дозволяють розв'язувати завдання досліджуваних класів з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних та структури класів, яка погано формалізується.

Для визначення емоційного стресу [7] використовують частоту серцевих скорочень (далі – ЧСС) і частоту дихання, вираховують коефіцієнт коре-

ляції між цими системами і діагностують стрес при значеннях отриманої величини менших від деякого порогового значення. Однак середньостатистичні нормативи не дають уявлення про функціонування організму в цілому, про його індивідуальні резервні можливості. Крім того, визначення комплексу показників є трудомістким і дорогим процесом, який ускладнює аналіз лікарем через широкі коливання так званої норми. З огляду на це заслуговують на увагу способи, засновані на застосуванні фізичного навантаження і визначенні фізичної працездатності за такими одиничними показниками, як ЧСС, артеріальний тиск (далі – АТ). Основою цих способів є визначення меж нешкідливості впливу фізичних навантажень.

Наприклад, у джерелі літератури [8] пропонується спосіб визначення функціональних можливостей організму людини, заснований на вимірюванні тільки одного параметра – хвилинного об'єму кровообігу – при відповідних фізичних навантаженнях.

У роботі [9] пропонується до широко використовуваних показників ЧСС та АТ додати низку антропометричних показників з одночасним використанням степ-тестів. Однак ускладнення експерименту призводить до необхідності ускладнення і системи оцінок (як правило, бальних), що не дозволяє використовувати ці методи для скринінгу. Збільшення ж показників не завжди призводить до підвищення надійності діагностики. Контроль зміни адаптаційного статусу організму дозволяє визначити системні реакції на ЛТ, але відсутність надійних аналітичних критеріїв цих реакцій знижує ефективність управління ЛТ. Для здобуття таких критеріїв, як показали вітчизняні і зарубіжні учені, може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії. Водночас сучасні математичні методи й інформаційні технології, ґрунтуючись на ідеології системного підходу, дозволяють вирішувати завдання досліджуваних класів з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних та структури класів, яка погано формалізується [3; 4].

Постановка завдання. Для підвищення ефективності МЛТ за допомогою нечіткого управління інтенсивністю лазерного випромінювання на основі аналізу динаміки структурних і спектральних характеристик фотоплетизмограми необхідно розробити спосіб управління магнітно-лазерною терапевтичною дією в процесі проведення фізіотерапевтичної процедури МЛТ, за допомогою якого можна буде знизити або повністю виключити негативні явища, пов'язані з МЛТ. Для реалізації

способу управління лазерною терапією необхідно обрати фізіологічні сигнали і сформувати множину інформативних ознак, за допомогою яких можна буде контролювати зміну адаптаційних властивостей організму людини під впливом МЛТ.

Виклад основного матеріалу дослідження. Інформативні параметри фотоплетизмограми групуються за двома ознаками:

- на вертикальній осі досліджуються амплітудні характеристики пульсової хвилі, які відповідають анакротичному і дикротичному періоду. Попри те, що ці параметри є відносними, їх вивчення в динаміці надає цінну інформацію про силу судинної реакції. У цій групі ознак вивчається амплітуда анакротичної і дикротичної хвилі та індекс дикротичної хвилі. Останній показник має абсолютне значення і власні нормативні показники;

- на горизонтальній осі досліджуються часові характеристики пульсової хвилі, які надають інформацію про тривалість серцевого циклу, співвідношення і тривалість систоли і діастолі. Ці параметри мають абсолютні значення і можуть порівнюватися з наявними нормативними показниками. У цій групі параметрів вивчається тривалість анакротичної фази пульсової хвилі, тривалість дикротичної фази пульсової хвилі, тривалість фази вигнання, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення, тривалість фази систоли серцевого циклу, тривалість фази діастолі серцевого циклу, час віддзеркалення пульсової хвилі, частота серцевих скорочень [10].

Алгоритм проведення процедури та обрахунку отриманих даних

Проведений аналітичний огляд дозволяє визначити системні реакції на ЛТ за наявності контр-

олю зміни адаптаційного статусу організму, але відсутність аналітичних критеріїв реакцій знижує ефективність керування ЛТ. Для визначення даних критеріїв може бути використана методика пальцевої фотоплетизмографії (рис. 1). Водночас сучасні математичні методи й інформаційні технології, ґрунтуючись на ідеології системного підходу, дозволяють вирішувати поставлені завдання з достатньою для практики якістю в умовах нечіткого і неповного опису вихідних даних та структури класів, яка погано формалізується.

Пропонується такий алгоритм проведення процедури:

- 1) реєструються фізіологічні параметри пацієнта в стані спокою протягом 60 с;
- 2) проводиться вплив на пацієнта тривалістю 30 с (моніторинг стану організму не зупиняється);
- 3) після проведення впливу знімаються показники до моменту повернення їх до норми.

Запропоновано проводити розрахунок параметрів ФПГ за таким алгоритмом обчислення:

- 1) знайти точку мінімуму (рис. 2):

$$\min f(t_i) \in \{f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)\}, \quad \min f(t_i) < f(t)_{\max}, \quad (1)$$

де $\min f(t_i)$ – мінімальне значення з множини значень; $f(t_1), f(t_2), \dots, f(t_n)$ – множина значень функції у конкретний момент часу; n – кількість значень на осі часу до моменту знаходження наступного мінімального значення; $f(t)_{\max}$ – максимальне допустиме значення мінімуму функції.

Для відокремлення точки мінімуму функції від точки інцизури, де значення також може перебувати в точці з'єднання неперервно спадаючої і неперервно зростаючої функції, було запропоновано використовувати максимально допустиме значення мінімуму функції $f(t)_{\max}$, значення якого

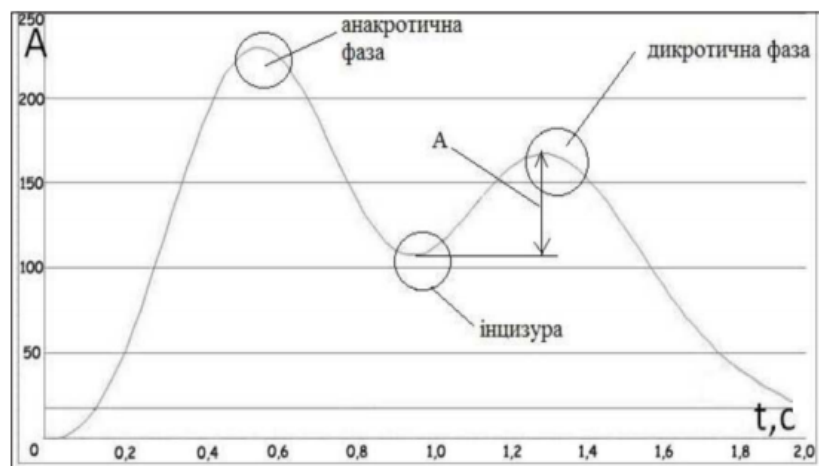


Рис. 1. Основні інформативні показники фотоплетизмограми

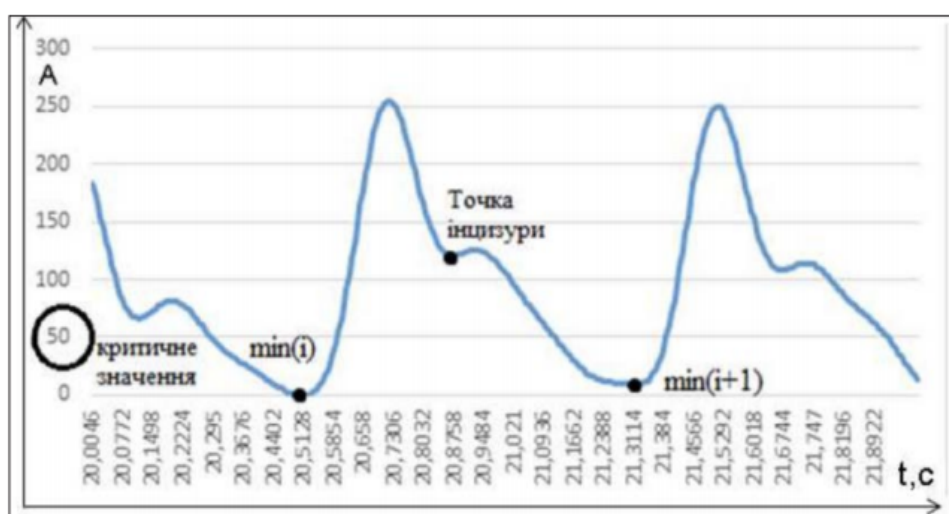


Рис. 2. Дані, отримані до навантажень

емпірично встановлене на основі аналізу плетизмограм і дорівнює 50. Для подальшого обчислення необхідно виконати такі дії:

2) знайти наступну точку мінімуму за формулою (1);

3) знайти суму інтегралів кожного кардіоциклу:

$$\sum_{i=1}^{60} \int_{\min(i)}^{\min(i+1)} f(t) dt, \quad (2)$$

де $f(t)dt$ – крива, що відповідає значенню пульсу в конкретний момент часу; $\min(i)$ – точка на осі абсцис, що відповідає найменшому значенню пульсу, початок кардіоциклу; $\min(i+1)$ – наступна точка мінімального значення пульсу, кінець попереднього кардіоциклу і початок нового.

Значення $\min(i)$ та $\min(i+1)$ повинні бути менші від граничного значення, щоб не можна було сплутати їх з точкою інцизури;

4) завдяки використанню методу чисельного інтегрування трапецій рівняння знаходження інтегралу кожного кардіоциклу приймає такий вигляд:

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{f(a) + f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f(t_i) \right) \cdot h, \quad (3)$$

де $f(a)$ – значення функції в першій точці мінімуму (початок кардіоциклу); $f(b)$ – значення функції в другій точці мінімуму (кінець кардіоциклу); $f(t_i)$ – значення функції в момент часу t_i ; h – крок, з яким змінюється значення часу; n – кількість значень функцій на проміжку (a, b) ;

5) знаходимо середнє значення площі фігури, обмеженої лінією пульсової хвилі кожного кардіоциклу та осями початку і кінця кардіоциклу:

$$S_{\text{ср}} = \frac{\sum_{i=1}^n S_i}{n}, \quad (4)$$

де S_i – значення площі фігури для кожного окремого кардіоциклу; n – кількість кардіоциклів;

6) проводимо вплив на організм пацієнта тривалістю 30 с. Після цього обробка нових даних проходить за формулами (1)–(4);

7) записуємо отримане значення середньої площі фігури при впливі;

8) після завершення впливу проводимо обчислення середньої площі фігури $S_{\text{ср}2}$ з інтервалом в 10 секунд за формулами (1)–(4);

9) визначаємо час t , за який стан пацієнта нормалізується. Середня площа фігури після проведення процедури стане меншою або буде дорівнювати середній площі фігури до процедури $S_{\text{ср}2} \leq S_{\text{ср}}$.

Результати досліджень та їх обговорення

Згідно з п. 1 та формулою (1) знаходимо точку мінімуму – початок кардіоциклу. Такою точкою є значення функції $f(t)=0$ при $t=20.5128$ (рис. 2). За п. 2 знаходимо наступну точку мінімуму – значення $f(t)=9$ при $t=21.3114$. За п. 3 вважаємо весь кардіоцикл рівним одному. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури. За п. 5 середнє значення $S_{\text{ср}}$ дорівнює 78,6621, оскільки для обчислення ми використовуємо лише один кардіоцикл:

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{0+9}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (36+179+253+166+121+124+96+62+30+122) \right) \cdot 0,0726 = 78,6621.$$

Отримані дані після припинення навантажень наведені на рис. 3, а дані після відновлення початкового стану наведені на рис. 4. Точка мінімуму $f(t)=0$ при $t=113.2956$, точка мінімуму за п. 2 – значення

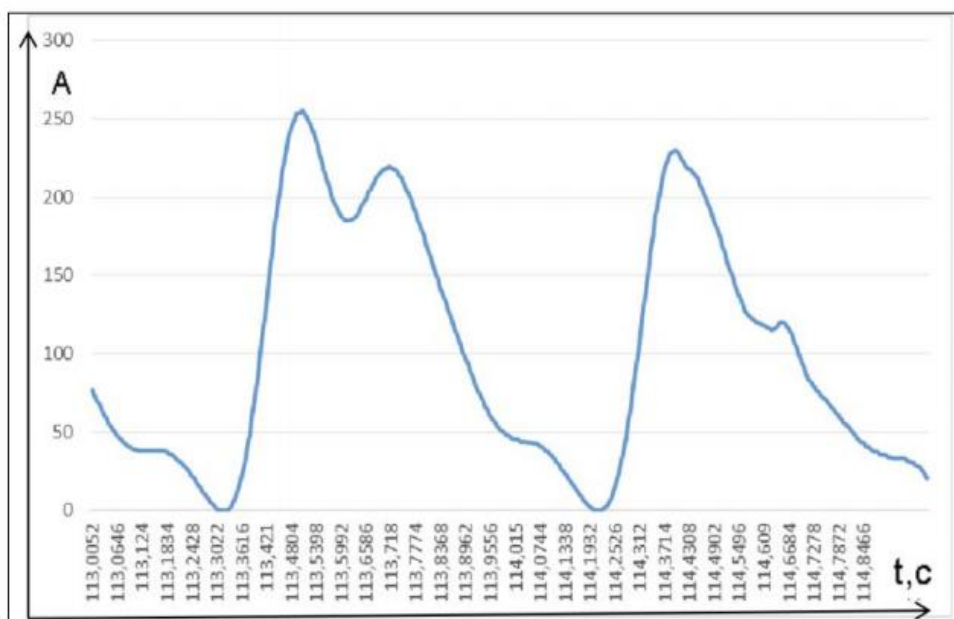


Рис. 3. Дані, отримані після припинення навантажень

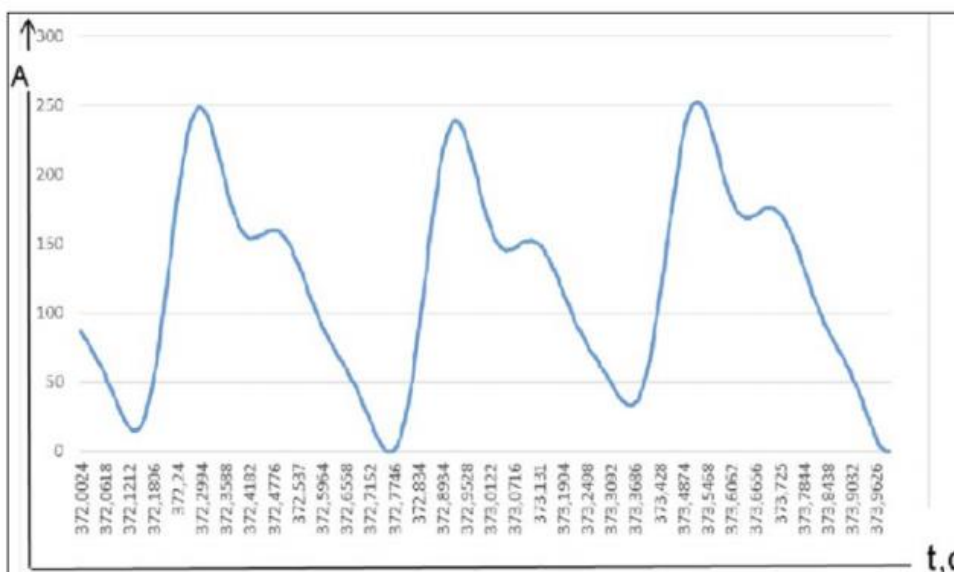


Рис. 4. Дані після відновлення початкового стану

$f(t)=0$ при $t=114.2394$. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури після проведення впливу:

$$\int_a^b f(t) dt \approx \left(\frac{0+0}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (29+179+253+195+199+217+169+112+64+45+37+11) \right) \cdot 0,0726 = 109,626.$$

Як бачимо, площа фігури збільшилася ($S_{\text{сер}2}=109,626$), що вказує на зміну стану пацієнта. Головним завданням є визначення часу, за який стан пацієнта нормалізується, тобто $S_{\text{сер}2} \leq S_{\text{сер}}$. Точка мінімуму $f(t)=13$ при $t=372.1476$, точка мінімуму за п. 2 – значення $f(t)=6$ при $t=372.7284$. За формулою (3) обчислюємо значення площі фігури після проведення впливу:

$$\int_a^b f(t) dt = \left(\frac{13+6}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} (137+249+186+155+152+100+60) \right) \cdot 0,0726 = 76,121.$$

Підтверджується нерівність $S_{\text{сер}2} \leq S_{\text{сер}}$. Визначимо час, за який організм відновився: $t=372,7284-114.2394=258$ с.

Висновки. Проведено порівняльний аналіз сучасних методів оцінки фізіологічних показників людини, розроблено математичну модель аналізу показників фотоплетизмограми та визначення функціонального стану організму людини. Дані розробки дають змогу удосконалити проведення аналізу електрофізіологічних сигналів у режимі реального часу на досить тривалих апертурах

спостереження. Це дозволить ставити і вирішувати завдання класифікації функціонального стану людини під час лазерного опромінення. Запропоновано алгоритм проведення процедури визначення сприйнятливості організму людини до лазерної терапії та алгоритм обробки отриманих даних [11].

Список літератури:

1. Гаркави Л.Х. Адаптационные реакции и резистентность организма. Ростов-на-Дону, 1990. 224 с.
2. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография (Аппаратура и методы исследования). Москва, 1970. 208 с.
3. Гаркави Л.Х. Антистрессорные реакции и активационная терапия. Москва : *Имедис*, 1998. 556 с.
4. Загускин С.Л., Загускина С.С. Лазерная и биоуправляемая квантовая терапия. Москва : «Квантовая медицина», 2005. 220 с.
5. Капустина Г.М., Максюшина Г.Н., Малахов В.В. Внутрисосудистое облучение крови, механизмы клинической эффективности, побочные действия, показания и противопоказания. *Новые направления лазерной медицины* : материалы Международной конференции. Москва, 1996. С. 230–231.
6. Капустина Г.М., Сюч Н.И., Наминов В.Л. Пути индивидуального подбора доз внутривенной лазерной терапии. *Совр. возм. лазерн. тер.* : матер. XIV научно-практич. конф. Великий Новгород, Калуга, 2004. С. 52–62.
7. Апанасенко Г.Л. Охрана здоровья здоровых: некоторые проблемы теории и практики валеологии. *Диагностика, средства и практика обеспечения здоровья* : сборник научных трудов. Вып. 1. Санкт-Петербург : Наука, 1993. 49–60 с.
8. Арканникова Г.А., Рудан Л.И., Липницкая Е.А. Результаты применения магнитно-лазерной терапии в условиях кардиологического отделения : матер. II Всероссийской научно-практической конференции по МИЛ-терапии. Москва, 1996. с. 51–52.
9. Асюленская Л.В., Самохвалова В.П., Разживихина Г.Н. Способ оценки адаптационных возможностей детского организма. *Вопросы охраны материнства и детства*. 1989. № 6. 50–54 с.
10. Малиновский Е.Л., Картелишев А.В., Евстигнеев А.Р. Тест-прогнозирование индивидуальной реакции больных на курсовую низкоинтенсивную лазерную терапию. Т. 10. 2006. С.14–21.
11. Тимчик Г.С., Осадчий О.В., Чупіка Б.С. Визначення інформативних показників функціонального стану людини при лазеротерапії. *Вісник НТУУ "КПІ". Серія «Приладобудування»*. 2014. Вип. 48 Ч. 2. С. 178–181.

Tymchuk G.S., Shevchenko V.V., Hurova T.O. MANAGEMENT OF MAGNETIC LASER THERAPY BASED ON THE ANALYSIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM

Laser therapy holds a special place among non-drug treatments. An important characteristic of such an impact is the assessment of the physiological state of man. To prevent adverse reactions of LT, it is advisable to use a complex methodology, the key position in which is the system of monitoring the adaptation of the organism during the session, which allows to evaluate the influence of external factors on the adaptation reserves of the organism, which can be controlled by the reaction of blood supply to organs on the LT. One of the most important indicators of the normal physiological state of an organ or tissue is the degree of their blood filling, more precisely, the blood supply of their microvessels, which allows to determine the adaptive properties of the organism and to monitor the quality of therapeutic effects by the microcirculation indicators. As a study of capillary blood flow is the most holistic method of photoplethysmography. Unlike cardiointervalography, plethysmography can provide information, not one by one (heart rate) but by several parameters, the most important of which are the peripheral vascular tone, heart rate, stroke volume of blood.

The use of neural network technologies with integrated fuzzy decision-making modules, the high prevalence and relatively low cost of personal computers currently opens up new perspectives on the use of this methodology. Thus, the development of methods and tools for the management of laser therapy based on the evaluation of the dynamics of adaptive properties of the organism according to the photoplethysmogram is an urgent task.

This work aims to increase the efficiency of determining the level of laser sensitivity by analyzing the structural and spectral characteristics of the photoplethysmogram. As a result of the research, an algorithm for the procedure was proposed, a mathematical model of the study was created, which allows to adequately analyze photoplethysmographic indicators of any nature.

Key words: photoplethysmogram, laser therapy, pulse wave, physiological state, cardiocycle.